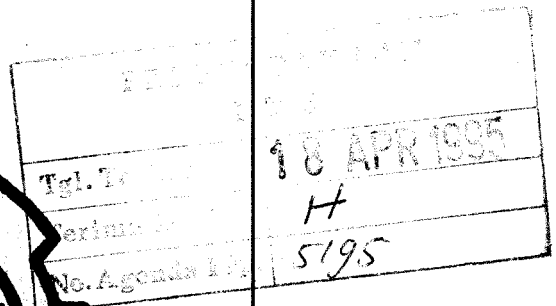
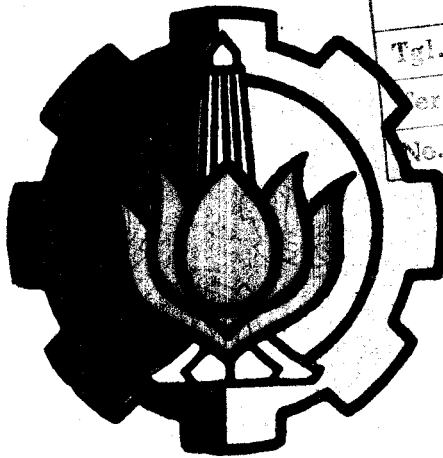


3100096008139

**SISTEM PENGENDALIAN VOLUME  
DAN LAJU CAIRAN PROSES ULTRAFILTRASI  
BERBASIS MIKROKONTROLLER MC68705P3  
PADA MESIN HEMODIALISA**



RSE  
621.391 6  
San  
s-1  
1995

Disusun oleh :  
**IWAN SANTOSO**  
NRP. 2882201090

**JURUSAN TEKNIK ELEKTRO  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
1995**

**SISTEM PENGENDALIAN VOLUME  
DAN LAJU CAIRAN PROSES ULTRAFILTRASI  
BERBASIS MIKROKONTROLLER MC68705P3  
PADA MESIN HEMODIALISA**

**TUGAS AKHIR**

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan**

**Untuk Memperoleh Gelar**

**Sarjana Teknik Elektro**

**P a d a**

**Bidang Studi Teknik Elektronika**

**Jurusan Teknik Elektro**

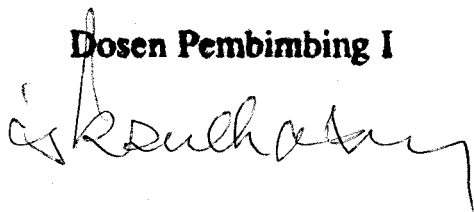
**Fakultas Teknologi Industri**

**Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**S u r a b a y a**

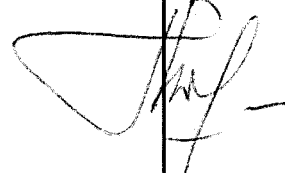
**Mengetahui / Menyetujui**

**Dosen Pembimbing I**



**Ir. ISKANDAR ZULKARNAIN**

**Dosen Pembimbing II**



**Ir. PUDJIONO**

**SURABAYA  
MARET, 1995**

## ABSTRAK

---

Tugas akhir ini membahas tentang perancangan dan realisasi sebuah alat ukur volume ultrafiltrasi berbasis mikrokontroler. Alat ukur volume ultrafiltrasi merupakan peralatan tambahan bagi mesin cuci darah (dialyzer), untuk mengukur volume cairan yang telah ditarik oleh mesin hemodialisa dari tubuh pasien selama menjalani proses cuci darah.

Dengan adanya mikrokontroler, ada fungsi tambahan lain yang dapat dilakukan oleh alat ini yakni perawat atau dokter selain dapat mengetahui jumlah cairan yang telah ditarik, tetapi juga dapat memasukkan data volume cairan yang dikehendaki beserta waktunya.

Mikrokontroler akan menghitung dari data tersebut, laju ultrafiltrasi yang dikehendaki. Hasil pengukuran akan dibandingkan dengan harga tersebut dan mikrokontroler akan memberikan sinyal umpan balik untuk menaikkan atau menurunkan laju penarikan cairan dan akan menghentikannya jika target volume cairan yang diinginkan telah tercapai.

Dari hasil pengujian dapat diketahui bahwa perlu diadakan penyesuaian dan pengembangan lebih lanjut dari alat ukur volume ultrafiltrasi ini untuk dapat diterapkan pada mesin hemodialisa sesungguhnya.

## KATA PENGANTAR

---

Puji syukur yang sedalam-dalamnya kepada Tuhan Yang Maha Esa karena tanpa berkat kemurahan dan bantuan-Nya maka tidak akan dapat terselesaikan laporan tugas akhir ini dengan baik.

Tugas akhir ini disusun sebagai syarat untuk menyelesaikan studi tingkat sarjana di Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Kesulitan-kesulitan yang dihadapi dalam pembuatan tugas akhir ini diantaranya adalah dalam pengenalan mesin hemodialisa dan kesempatan untuk mempelajarinya lebih mendalam, oleh karena terbatasnya jumlah mesin hemodialisa yang ada di Surabaya.

Pada kesempatan ini ingin disampaikan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Bapak Ir. Iskandar Zulkarnain selaku Dosen Pembimbing I yang selalu bersedia meluangkan waktu dalam memberikan bimbingan.
2. Bapak Ir. Pudjiono selaku Dosen Pembimbing II yang juga selalu bersedia meluangkan waktu dalam memberikan bimbingan.
3. Bapak Ir. Tasripan selaku Dosen Wali yang telah membantu dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

4. Bapak Ir. Soetikno selaku koordinator bidang studi Elektronika yang telah banyak membantu menyelesaikan tugas akhir ini.
  5. Bapak DR.Ir. Moch.Salehudin, M.Eng.Sc selaku ketua jurusan pada jurusan teknik elektro.
  6. Seluruh staf dan perawat dari bagian Hemodialisis UPF Penyakit Dalam RSUD Dr.Sutomo Surabaya yang telah banyak memberikan bantuan.
  7. Keluarga penulis yang telah memberikan dorongan dan semangat untuk menyelesaikan tugas akhir ini.
  8. Semua sahabat yang telah membantu dan mendorong yang tidak dapat disebutkan satu persatu disini.
- mulai awal penyusunan tugas akhir hingga selesainya laporan tugas akhir ini.

Menyadari bahwa tugas akhir ini tidaklah lepas dari kesalahan dan kekurangan karena keterbatasan kemampuan , untuk itu segala kritik dan saran akan diterima dengan senang hati. Dan akhirnya semoga tugas akhir ini berguna demi kemajuan elektronika kedokteran di Indonesia.

Surabaya, Maret 1995

Penulis

## DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PENGESAHAN.....	ii
ABSTRAK.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
DAFTAR ISI.....	vi
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR LAMPIRAN.....	xii
 BAB I PENDAHULUAN.....	 1
1.1 LATAR BELAKANG.....	1
1.2 PERMASALAHAN.....	2
1.3 TUJUAN.....	2
1.4 METODOLOGI.....	3
1.5 SISTEMATIKA PEMBAHASAN.....	4
1.6 RELEVANSI.....	5
 BAB II TEORI PENUNJANG.....	 6
2.1 DASAR-DASAR HEMODIALISA.....	6

2.2 JENIS TERAPI GINJAL PENGGANTI.....	7
2.3 HEMODIALISA.....	8
2.3.1 ISTILAH-ISTILAH PENTING DALAM HEMODIALISA.....	9
2.3.2 PRINSIP DASAR HEMODIALIISA.....	10
2.3.3 ULTRAFILTRASI.....	15
2.4 MESIN HEMODIALISA.....	18
2.5 BLOOD MONITOR.....	18
2.6 FLUID MONITOR.....	20
 BAB III PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT KERAS....	23
3.1 PENDAHULUAN.....	23
3.2 BLOK DIAGRAM.....	23
3.3 SENSOR.....	26
3.4 MIKROKONTROLLER.....	33
3.5 KEYPAD.....	35
3.6 DISPLAY.....	38
3.7 SUSUNAN KESELURUHAN SISTEM.....	40
 BAB IV PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT LUNAK....	44
4.1 PENDAHULUAN.....	44
4.2 PROGRAM UTAMA.....	46
4.3 SUBRUTIN.....	50
4.3.1 SUBRUTIN SCANNING.....	51

4.3.2 SUBRUTIN DELAY5MS.....	53
4.3.3 SUBRUTIN HEXTOBCD.....	54
4.3.4 SUBRUTIN BCDTOHEX.....	56
4.3.5 SUBRUTIN DIVISION.....	58
4.3.6 SUBRUTIN ROUND.....	60
4.3.7 SUBRUTIN MULBY5.....	61
4.3.8 SUBRUTIN MULBY10.....	62
4.3.9 SUBRUTIN MULBY50.....	64
4.3.10 SUBRUTIN MOTOR.....	65
4.4 SUBRUTIN PELAYANAN INTERUPSI.....	66
4.4.1 SUBRUTIN PELAYANAN INTERUPSI TIMER.....	67
4.4.2 SUBRUTIN PELAYANAN INTERUPSI EKSTERNAL.....	69
 BAB V PENGUKURAN DAN PENGUJIAN.....	 71
5.1 PENGUJIAN RANGKAIAN.....	71
5.2 PENGUJIAN SISTEM.....	76
 BAB VI PENUTUP.....	 83
6.1 KESIMPULAN.....	83
6.2 SARAN-SARAN.....	84
 DAFTAR PUSTAKA.....	 86



## DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1 : Proses Hemodialisa.....	11
Gambar 2.2 : Blok Diagram Blood Monitor.....	19
Gambar 2.3 : Blok Diagram Fluid Monitor.....	21
Gambar 3.1 : Blok Diagram.....	25
Gambar 3.2 : Sensor Volume.....	26
Gambar 3.3 : Rangkaian Clock.....	32
Gambar 3.4 : Rangkaian Module Sensor.....	33
Gambar 3.5 : Rangkaian Mikrokontroller.....	34
Gambar 3.6 : Susunan Keypad.....	36
Gambar 3.7 : Rangkaian Keypad.....	37
Gambar 3.8 : Rangkaian Display Seven Segmen.....	39
Gambar 3.9 : Susunan Gelas Ukur.....	40
Gambar 4.1 : Rangkaian Interupsi.....	47
Gambar 4.2 : Diagram Alir Program Utama.....	49
Gambar 4.3 : Diagram Alir Subrutin Scanning.....	52
Gambar 4.4 : Diagram Alir Subrutin Delay5ms.....	54
Gambar 4.5 : Diagram Alir Subrutin Hextobcd.....	55
Gambar 4.6 : Diagram Alir Subrutin Bcdtohex.....	57
Gambar 4.7 : Diagram Alir Subrutin Division.....	59

Gambar 4.8	: Diagram Alir Subrutin Round.....	61
Gambar 4.9	: Diagram Alir Subrutin Mulby5.....	62
Gambar 4.10	: Diagram Alir Subrutin Mulby10.....	63
Gambar 4.11	: Diagram Alir Subrutin Mulby50.....	64
Gambar 4.12	: Diagram Alir Subrutin Motor.....	66
Gambar 4.13	: Diagram Alir Subrutin Tirq.....	68
Gambar 4.14	: Diagram Alir Subrutin Eirq.....	70
Gambar 5.1	: Sinyal-sinyal yang dihasilkan sensor volume....	72
Gambar 5.2	: Susunan Sistem.....	77
Gambar 5.3	: Grafik Hasil Pengujian Sistem I.....	81
Gambar 5.4	: Grafik Hasil Pengujian Sistem II.....	82

## DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 3.1 : Tabel Transisi.....	29
Tabel 3.2 : Tabel Aplikasi.....	29
Tabel 3.3 : Tabel Eksitasi.....	30
Tabel 5.1 : Data-data Hasil Pengujian Rangkaian I.....	74
Tabel 5.2 : Data-data Hasil Pengujian Rangkaian II.....	75
Tabel 5.3 : Data-data Hasil Pengujian Sistem I.....	78
Tabel 5.4 : Data-data Hasil Pengujian Sistem II.....	79

## DAFTAR LAMPIRAN

---

Lampiran A    Blok Diagram Blood Monitor

Lampiran B    Blok Diagram Fluid Monitor

Lampiran C    Skema Rangkaian

Lampiran D    Listing Program

# BAB I

## PENDAHULUAN

---

### 1.1 LATAR BELAKANG

Masuknya bidang ilmu elektronika dan teknologi komputer dengan didukung oleh ilmu-ilmu dasar seperti fisika dan kimia ke dalam bidang ilmu kedokteran telah membawa banyak perubahan besar. Perubahan-perubahan tersebut telah memungkinkan hal-hal yang sebelumnya dianggap sulit, dapat dilakukan dengan lebih mudah.

Salah satu contoh adalah proses hemodialisa atau yang biasa dikenal dengan nama cuci darah. Dahulu pasien-pasien yang menderita gagal ginjal biasanya hampir tidak dapat ditolong lagi, tetapi dengan ditemukannya mesin hemodialisa, pasien gagal ginjal tersebut telah dapat ditolong karena beberapa fungsi ginjalnya diambil alih oleh ginjal buatan yang terdapat pada mesin hemodialisa.

Mesin hemodialisa merupakan sistem yang cukup kompleks dan tersusun dari beberapa subsistem yang bekerja secara terpadu. Mesin hemodialisa dalam konfigurasi standar sebenarnya sudah cukup untuk digunakan menolong pasien gagal ginjal. Tetapi dengan adanya

beberapa peralatan tambahan maka akan diperoleh peningkatan kualitas hasil dari hemodialisa itu sendiri.

Salah satu contoh dari peralatan tambahan tersebut adalah alat ukur volume ultrafiltrasi yang digunakan untuk mengukur volume cairan yang telah ditarik dari seorang pasien. Peralatan ini harganya relatif mahal dan inilah yang menyebabkan sangat jarang rumah sakit atau klinik yang memilikinya.

## 1.2 PERMASALAHAN

Masalah yang sering muncul adalah hasil ultrafiltrasi yang tidak sesuai dengan perhitungan. Penyebabnya antara lain adalah kalibrasi mesin yang sudah tidak tepat lagi sehingga TMP (*Trans Membrane Pressurre*) yang ditunjukkan oleh mesin bukanlah TMP yang sesungguhnya, atau dapat juga KUF (*Koefisien Ultrafiltrasi*) dari ginjal buatan yang tidak lagi cocok dengan spesifikasi pabrik, biasanya ini terjadi pada ginjal buatan yang dipakai berulang-ulang sesudah mengalami proses pembersihan dan pensucihamaan.

## 1.3 TUJUAN

Berdasarkan hal tersebut di atas, penulis mencoba merancang sebuah alat ukur volume ultrafiltrasi berbasis mikrokontroler yang

diharapkan dapat memberikan fasilitas tambahan kepada sebuah mesin hemodialisa dengan biaya yang relatif murah. Perancangan alat ukur ini dilakukan berdasar pada mesin hemodialisa GAMBRO AK-10 System yang dimiliki oleh RSUD Dr.Sutomo Surabaya.

Alat ukur ultrafiltrasi ini memiliki fasilitas pemasukan data yakni volume cairan yang hendak ditarik dari tubuh pasien dan waktu penarikannya. Dengan adanya fasilitas tersebut, alat ukur ini akan membandingkan hasil pengukuran dengan data masukan, dari hasil perbandingan ini akan dihasilkan sinyal umpan balik ke mesin hemodialisa yang akan mengatur kecepatan penarikan cairan dari tubuh pasien.

#### 1.4 METODOLOGI

Metodologi untuk pembuatan tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

Mula-mula dilakukan studi mengenai apa dan bagaimana mesin Hemodialisa itu, bagaimana cara kerjanya dan bagaimana pula cara penggunaannya pada pasien gagal ginjal. Kemudian dilanjutkan dengan mempelajari sistem dari mesin Hemodialisa berdasarkan literatur-literatur yang ada, merancang suatu model sistem pengontrol otomatis proses ultrafiltrasi yang bekerjanya diharapkan mirip dengan mesin yang sesungguhnya.

Selanjutnya perencanaan dan pembuatan perangkat keras yang diikuti dengan mengumpulkan data sheet serta pemilihan komponen, sesuai yang ada dipasaran. Kemudian dilanjutkan dengan perencanaan dan pembuatan perangkat lunak yang menunjang kerja sistem.

Langkah selanjutnya dilakukan uji coba terhadap unjuk kerja sistem. Kemudian diikuti dengan penyusunan laporan.

### 1.5 SISTEMATIKA PEMBAHASAN

Buku ini terdiri dari enam bab dan beberapa lampiran dengan susunan sebagai berikut:

- Bab I : merupakan pendahuluan yang berisi tentang latar belakang, permasalahan, tujuan, metodologi, sistematika pembahasan dan relevansi.
- Bab II : membahas teori penunjang mengenai dasar-dasar hemodialisa yang berisi tentang pengertian terapi ginjal pengganti, istilah-istilah penting dalam hemodialisa, prinsip dasar hemodialisa serta pengertian ultrafiltrasi. Disamping itu juga membahas tentang prinsip kerja dari mesin hemodialisa dimana diambil sebagai contoh adalah mesin hemodialisa Gambro AK-10 System yang secara garis besar dapat dianggap mewakili mesin hemodialisa pada umumnya.



- Bab III : berisi tentang perancangan perangkat keras, bagian-bagian serta prinsip kerja dan perhitungannya, serta susunan keseluruhan sistem yang dipersiapkan bagi pengujian.
- Bab IV : berisi tentang perancangan perangkat lunak, algoritma, subrutin dan subrutin pelayanan interupsi yang dipergunakan serta cara penggunaan alat ukur ini.
- Bab V : merupakan catatan tentang hasil pengujian baik pengujian rangkaian maupun pengujian sistem.
- Bab VI : merupakan penutup yang berisi kesimpulan dan saran-saran bagi pengembangan lebih lanjut dari alat ukur volume ultrafiltrasi ini.

## 1.6 RELEVANSI

Dengan alat ini akan didapat suatu metoda untuk mengatur volume dan laju cairan proses ultrafiltrasi secara otomatis, sehingga dapat dicegah seorang pasien kelebihan atau kekurangan cairan setelah menjalani hemodialisa.

## BAB II

### TEORI PENUNJANG

---

#### 2.1 DASAR-DASAR HEMODIALISA

Salah satu organ penting dalam tubuh manusia adalah ginjal. Ginjal memiliki fungsi antara lain untuk mengatur keseimbangan cairan dan elektrolit dalam tubuh, pembuangan sisa-sisa metabolisme, regulasi tekanan darah, dan juga berperan dalam pembentukan eritrosit, beberapa fungsi hormonal dan integritas tulang.

Penurunan fungsi ginjal dapat disebabkan oleh beberapa penyakit atau keadaan tertentu. Hal ini dapat terjadi secara akut atau temporer dan dikenal sebagai gagal ginjal akut, atau dapat berjalan secara kronis dan permanen yang biasa disebut gagal ginjal kronis.

Jika terjadi hal semacam ini, harus segera dicari cara untuk mengatasinya. Mengingat fungsi ginjal yang valid tadi, maka kegagalan ginjal dapat menimbulkan suatu keadaan gawat bagi penderita, bahkan kematian.

Langkah pertama yang dilakukan untuk mengatasi keadaan gagal

ginjal tersebut biasanya adalah dengan mengadakan terapi konservatif (dengan obat-obatan). Bila hal ini tidak berhasil maka untuk menyelamatkan nyawa penderita harus dilakukan terapi ginjal pengganti (*renal replacement therapy*).

Terapi ginjal pengganti dimaksudkan untuk mengganti fungsi ginjal penderita yang telah menurun dengan secara alamiah yaitu menggantinya dengan ginjal orang lain yang sehat (transplantasi/cangkok ginjal) atau secara artifisial yaitu dengan menggantinya dengan ginjal buatan (cuci darah/hemodialisa).

## 2.2 JENIS TERAPI GINJAL PENGGANTI

Berdasarkan jenis ginjal pengganti maupun prinsip kerja dari ginjal pengganti tersebut, maka secara garis besar terapi ginjal pengganti dapat dibedakan sebagai berikut:

- a. alamiah : cangkok (transplantasi ginjal)
- b. artifisial :
  - *hemodialysis* (hemodialisa)
  - *peritoneal dialysis* (dialisa peritonial)

Transplantasi ginjal pada dasarnya dapat menggantikan semua fungsi ginjal yang normal, sedangkan terapi ginjal pengganti artifisial hanya dapat mengambil alih fungsi pengaturan cairan dan elektrolit, serta ekskresi sisa-sisa metabolisme protein. Fungsi

pengaturan tekanan darah, pembentukan eritrosit, fungsi-fungsi hormonal maupun integritas tulang tidak dapat digantikan oleh jenis terapi ini.

### 2.3 HEMODIALISA

Thomas Graham Scotsman (1805-1869) dapat dianggap sebagai bapak hemodialisa modern, karena penemuannya tentang membran semipermeabel. Percobaan yang dilakukannya adalah mencelupkan batang sayuran tertentu ke dalam air dan ternyata zat-zat yang terkandung di dalam batang sayuran tersebut ke luar dan pindah ke air. Proses tersebut diberinya nama dialisa dan batang sayuran tersebut dikatakan bersifat semipermeabel.

Sebagai kelanjutannya, John Jacob Abel (1857-1938) mencoba mengalirkan darah hewan yang diambil dari pembuluh darah arteri hewan tersebut ke sebuah tabung yang didalamnya terbagi atas dua buah ruang dan dipisahkan oleh membran semipermeabel, di ruang yang lain dialirkan air. Ternyata zat-zat tertentu berpindah dari darah ke dalam air melalui membran semipermeabel tersebut. Darah kemudian dialirkan kembali melalui pembuluh darah vena hewan tersebut, dan dari sini timbul istilah ginjal buatan<sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup>) William Drukker, Replacement of Renal Function by Dialysis, Hal

Pada tahun 1924 George Haas (1886-1971) berhasil melakukan hemodialisa yang pertama kali terhadap manusia. Hemodialisa yang dilakukannya itu merupakan pengembangan lebih lanjut hasil percobaan ilmuwan-ilmuwan sebelumnya. Sesudahnya hemodialisa mengalami perkembangan yang amat pesat sejalan dengan perkembangan teknologi dan ilmu pengetahuan.

Dalam bagian ini akan dibahas tentang beberapa istilah penting dalam dialisa dan prinsip-prinsip dasar dari hemodialisa.

### 2.3.1 Istilah-istilah Penting dalam Hemodialisa

Untuk mengenal prinsip-prinsip dasar hemodialisa, terlebih dahulu perlu diketahui beberapa definisi istilah penting sebagai berikut<sup>2</sup>:

#### o translokasi ion

adalah perpindahan cairan ataupun zat yang terlarut di dalamnya (*solute*) dari suatu ruangan ke ruangan lainnya yang dipisahkan oleh suatu membran semipermeabel. Perpindahan dapat terjadi akibat adanya perbedaan/gradien konsentrasi (*diffusi*), atau akibat adanya perbedaan tekanan hidrostatik (*convection*) antara kedua ruangan tersebut.

#### o dialisa

---

2) Rully Roesli M.A., Renal Replacement Theory, Hal 25

adalah translokasi cairan dan zat yang terlarut di dalamnya secara difusi melalui suatu membran semipermeabel pada ginjal buatan. Difusi terjadi akibat adanya perbedaan konsentrasi dari dua jenis cairan yang mengisi kedua kompartmen (ruang) dari ginjal buatan.

o ultrafiltrasi

adalah translokasi yang terjadi secara konveksi akibat adanya perbedaan tekanan pada kedua kompartmen ginjal artifisial.

o dia-filtrasi

adalah gabungan proses dialisa dan ultrafiltrasi.

### 2.3.2 Prinsip Dasar Hemodialisa

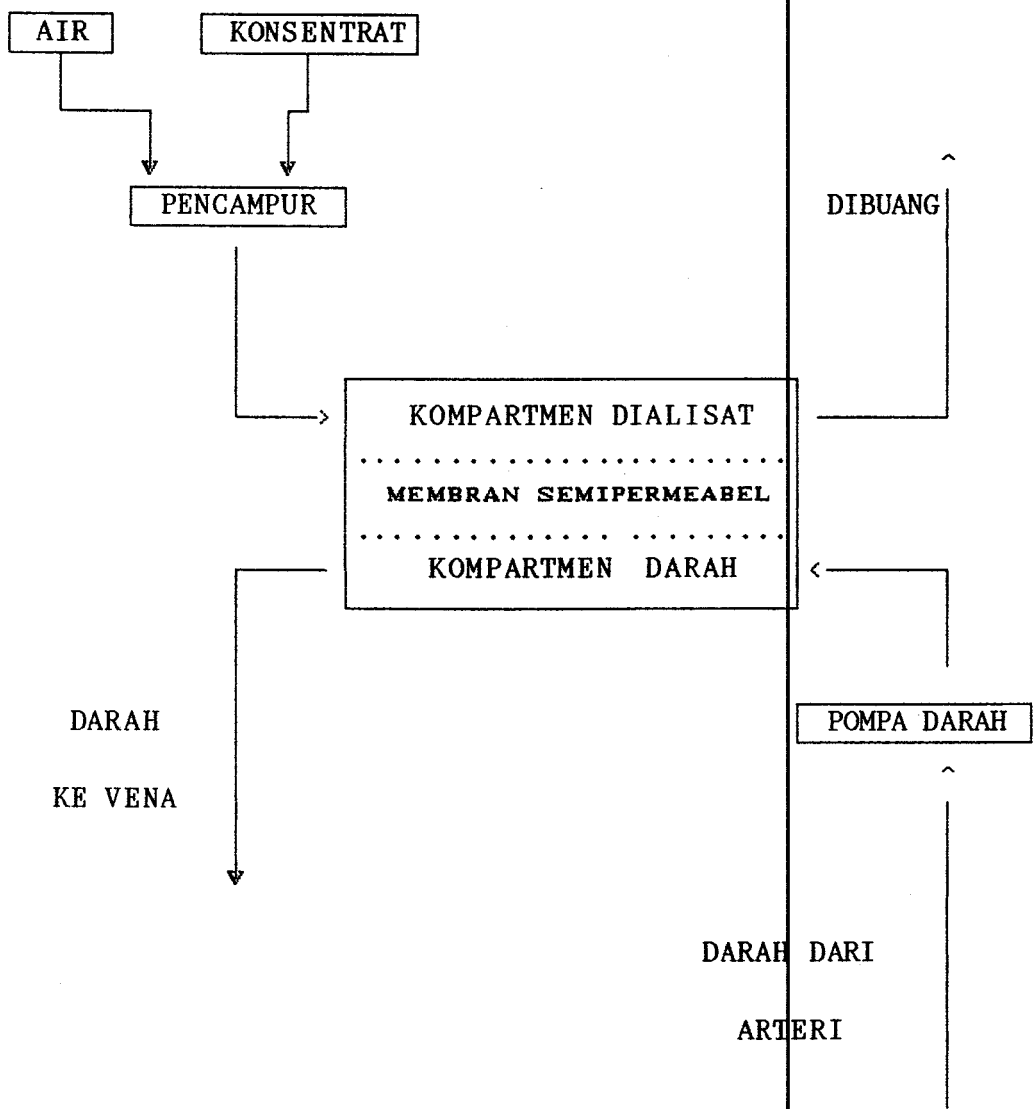
Hemodialisa adalah salah satu jenis terapi ginjal pengganti artifisial bagi penderita gagal ginjal. Pada hemodialisa (HD) terjadi proses dialisa maupun ultrafiltrasi, oleh karena itu prinsip ini biasa disebut juga hemo dia-filtrasi. Proses hemodialisa secara garis besar dapat dilihat pada gambar 2.1<sup>3</sup>.

Darah akan ditarik dari tubuh pasien oleh mesin hemodialisa melalui *arterial line* ke ginjal buatan. Ginjal buatan ini terdiri dari dua buah ruang (kompartmen) yakni kompartmen darah dan kompartmen dialisat yang dipisahkan oleh membran

---

3) John G. Webster, Medical Instrumentation, Hal 225

semipermeabel. Di dalam ginjal buatan darah akan mengisi kompartmen darah. Bersamaan dengan itu mesin hemodialisa akan mengalirkan cairan dialisat ke ginjal buatan mengisi kompartmen dialisat.



Gambar 2.1  
Proses Hemodialisa

Di dalam ginjal buatan inilah terjadi proses dialisa maupun ultrafiltrasi, kedua proses ini dapat juga terjadi secara bersamaan. Cairan dialisat akan menarik zat-zat yang tidak diperlukan lagi di dalam darah melalui proses dialisa dan akan menarik cairan tubuh yang berlebihan melalui proses ultrafiltrasi.

Kadang-kadang jika diperlukan sebelum masuk ke ginjal buatan pada darah diberikan heparin (heparinisasi) dengan tujuan untuk mencegah pembekuan darah pada ginjal buatan ataupun pada *blood lines*.

Setelah melalui ginjal buatan maka darah tersebut akan dialirkan kembali melalui *venous lines* ke dalam tubuh pasien. Cairan dialisat yang telah berisi zat-zat yang ditarik dari darah penderita akan dibuang oleh mesin hemodialisa.

Fungsi dari tiap bagian dalam proses hemodialisa tersebut dibahas terperinci pada bagian berikut:

- o Ginjal buatan (*dialyzer*)

Adalah suatu tabung yang terdiri dari dua ruang (kompartment) yaitu kompartment darah yang diisi oleh darah pasien dan kompartment dialisat yang diisi oleh cairan dialisat. Kedua kompartment ini dipisahkan oleh suatu membran semipermeabel.

Perbedaan konsentrasi antara darah dan cairan dialisat menyebabkan cairan atau zat-zat yang terlarut di dalamnya (*solute*)



dapat berdifusi. Sehingga kadar-kadar *solute* dalam darah yang semula tinggi, setelah melewati ginjal buatan ini menjadi berkurang. Ada berbagai bentuk dan jenis ginjal buatan antara lain: *plate dialyzer*, *hollow fiber* (kapiler), *coil dialyzer* dan lain-lain. Tiap jenis ginjal buatan ini memiliki keuntungan dan kerugiannya masing-masing.

#### o Membran semipermeabel

Sifat semipermeabel disini berarti dapat dilalui oleh air atau partikel-partikel yang terlarut (*solute*) yang mempunyai berat molekul kecil, sedangkan sel-sel darah atau protein yang berat molekulnya besar tidak akan dapat melewati membran tersebut.

Bahan membran ini biasanya terbuat dari *selulosa*, *cuprophane*, *polyvinyl*, *polyurethane* dan masih banyak lagi. Jenis membran dan besarnya luas penampang mempengaruhi kecepatan difusi maupun ultrafiltrasi yang terjadi. Secara singkat membran semipermeabel ini berfungsi sebagai penyaring yang akan membersihkan darah.

#### o Cairan dialisat

Cairan dialisat terdiri dari elektrolit-elektrolit dengan komposisi dan konsentrasi yang dibuat sedapat mungkin menyerupai komposisi cairan normal dalam tubuh. Cairan dialisat ini akan mengisi kompartmen dialisat dengan aliran yang berlawanan arah dengan aliran darah dalam kompartmen darah.

Dengan adanya gradien konsentrasi maka elektrolit yang berlebihan dalam darah, akibat menurunnya fungsi ginjal (misalnya urea, kreatin, kalium dll.) akan berpindah ke cairan dialisis melalui membran semipermeabel. Hasil dari proses dialisis ini adalah menurunnya kadar *solute* yang berlebihan dalam darah kembali mendekati kadar normalnya.

#### o Mesin hemodialisa

Mesin hemodialisa berfungsi untuk menarik darah dari dalam tubuh dan setelah melalui ginjal buatan (*dialyzer*) darah akan dipompakan kembali ke dalam tubuh. Selain itu mesin hemodialisa juga berfungsi untuk memompa cairan dialisis, dan juga mengatur perbedaan tekanan dalam ginjal buatan agar terjadi proses ultrafiltrasi.

Penjelasan lebih lanjut mengenai mesin hemodialisa ini dapat dilihat pada bagian berikutnya dalam bab ini, pada bagian tersebut akan dibahas mesin hemodialisa GAMBRO AK-10 System yang dimiliki oleh RSUD Dr.Sutomo Surabaya.

#### o Blood lines

*Blood lines* adalah semacam *infusion lines* yang terdiri dari dua bagian yakni *arterial lines* dan *venous lines*. *Arterial lines* berguna untuk mengalirkan darah dari tubuh ke ginjal buatan dan kemudian setelah darah tersebut didialisis akan dialirkan kembali

ke dalam tubuh melalui *venous lines*.

Pada penderita gagal ginjal kronis biasanya telah dibuat *blood access* yaitu dibuat suatu *shunt* pada arteri dan vena *radialis* (*Brescia-Cimino AV Fistula*). Tujuannya adalah untuk mempermudah penusukan pembuluh darah tersebut dan agar aliran darah menjadi lebih besar dengan adanya penghubung antara arteri dan vena. Aliran darah yang baik penting untuk efektifitas suatu proses hemodialisa.

#### o Heparinisasi

Untuk mencegah agar tidak terjadi pembekuan selama darah berada di luar tubuh seperti didalam ginjal buatan atau *blood lines* maka perlu diberikan heparin. Adanya pembekuan darah akan menghambat aliran darah, yang berarti akan menghambat proses hemodialisa secara keseluruhan.

Pemberian heparin ini dilakukan oleh mesin hemodialisa dengan dosis yang dapat diatur oleh dokter atau perawat.

### 2.3.3 Ultrafiltrasi

Ultrafiltrasi merupakan salah satu proses yang berlangsung pada saat hemodialisa dilakukan. Yang dimaksud dengan ultrafiltrasi adalah proses penarikan cairan tubuh pasien gagal ginjal akibat perbedaan tekanan hidrostatik antara kompartmen

darah dan kompartmen dialisat pada ginjal buatan.

Salah satu fungsi ginjal adalah pengaturan keseimbangan cairan dalam tubuh manusia, dimana cairan yang berlebihan dalam tubuh akan dibuang dalam bentuk air seni. Jika suatu ketika ginjal mengalami kerusakan dan fungsi di atas terganggu maka cairan tubuh akan lebih banyak tersimpan dalam tubuh karena ginjal tidak dapat lagi mengatur pengeluarannya dengan baik.

Cairan yang berlebihan ini akan menyebabkan kenaikan tekanan darah pasien, selain itu berat badan pasien pun akan ikut naik. Sehingga pada proses hemodialisa berat badan pasien inilah yang dipakai sebagai pedoman berapa banyak cairan yang harus ditarik selama proses hemodialisa.

Kenaikan berat badan pasien ini diukur dari perbedaan berat badannya dengan berat badan kering. Berat badan kering merupakan patokan berat badan pasien yang ditentukan setelah melalui beberapa kali proses hemodialisa, biasanya untuk pasien yang baru menjalani hemodialisa dicoba untuk menurunkan berat badannya sebanyak mungkin sampai terjadi penurunan tekanan darah di bawah normal. Berat badan kering merupakan berat badan pasien terendah sebelum terjadi penurunan tekanan darah di bawah normal.

Cairan yang berlebihan itu harus dikeluarkan pada saat hemodialisa, untuk memperkirakan jumlah cairan yang akan ditarik

dilakukan perhitungan sebagai berikut:

$$\text{JUMLAH CAIRAN} = \text{TMP} \times \text{KUF} \times \text{WAKTU}$$

TMP atau *Trans Membran Pressure* merupakan perbedaan tekanan hidrostatik antara kedua kompartmen pada ginjal buatan dengan satuan mmHg, besar TMP ini dapat diatur pada mesin hemodialisa. KUF atau Koefisien Ultra Filtrasi adalah kemampuan ginjal buatan untuk menarik cairan dan besarnya ditentukan oleh pabrik pembuatnya.

Masalah yang sering muncul adalah hasil ultrafiltrasi yang tidak sesuai dengan perhitungan tersebut. Penyebabnya antara lain adalah kalibrasi mesin yang sudah tidak tepat lagi sehingga TMP yang ditunjukkan oleh mesin bukanlah TMP yang sesungguhnya, atau dapat juga KUF dari ginjal buatan yang tidak lagi cocok dengan spesifikasi pabrik biasanya ini terjadi pada ginjal buatan yang dipakai berulang-ulang sesudah mengalami proses pembersihan dan pensucihamaan.

Dalam hal seperti inilah diperlukan alat ukur ultrafiltrasi sehingga dokter atau perawat setiap saat dapat mengetahui berapa jumlah cairan yang telah ditarik oleh mesin hemodialisa, sehingga dapat dicegah pasien kelebihan atau kekurangan cairan setelah menjalani hemodialisa.

## 2.4 MESIN HEMODIALISA

Mesin hemodialisa adalah salah satu jenis peralatan elektronika kedokteran yang bertugas menggantikan sebagian atau seluruh fungsi dari organ manusia yang mengalami kerusakan.

Mesin hemodialisa ini menggantikan beberapa fungsi ginjal manusia yang rusak, karena tidak semua fungsi ginjal dapat digantikannya maka mesin ini hanya bersifat sementara untuk melakukan cangkok ginjal.

Pada bab ini akan dibahas secara garis besar cara kerja mesin hemodialisa GAMBRO AK-10 System yang dimiliki oleh RSUD Dr. Sutomo Surabaya. Mesin ini dianggap dapat mewakili mesin hemodialisa pada umumnya yang secara garis besar memiliki prinsip kerja yang hampir sama.

Mesin hemodialisa GAMBRO AK-10 System ini terdiri dari dua unit utama yakni *Blood Monitor* dan *Fluid Monitor*, dan berikut ini akan dibahas cara kerja masing-masing.

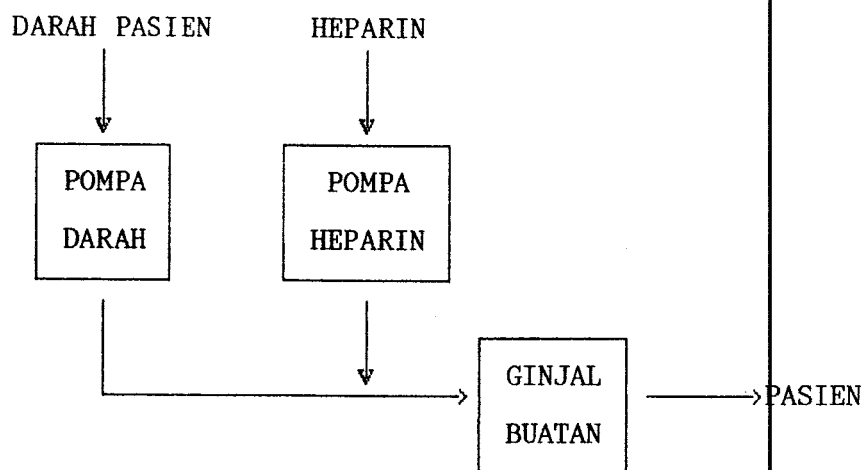
## 2.5 BLOOD MONITOR

Unit ini berfungsi untuk mengatur dan memonitor aliran dan kecepatan darah melalui *dialyzer* (ginjal buatan) dan mengatur kecepatan penambahan heparin ke dalam darah sebelum masuk ke ginjal buatan jika dibutuhkan. Unit ini dilengkapi dengan alat

ukur tekanan arteri pasien.

Blok diagram dari unit ini dapat dilihat pada gambar 2.2 dibawah. Garis besar cara kerjanya adalah sebagai berikut: darah dari tubuh pasien akan disedot oleh *blod pump* dengan kecepatan tertentu, di mana kecepatan ini dapat diatur oleh perawat atau dokter.

Sebelum masuk ke ginjal buatan, jika diperlukan pada darah dapat ditambahkan heparin yang diberikan melalui pompa heparin, heparin ini berguna untuk memperlambat terjadinya pembekuan darah selama darah berada di luar tubuh. Pembekuan yang terjadi akan menghambat aliran darah pada ginjal buatan tersebut



Gambar 2.2

Blok Diagram Blood Monitor

Pada ginjal buatan terjadilah proses dialisa dan ultrafiltrasi, sehingga darah yang keluar telah bersih dari

senyawa-senyawa tertentu yang bersifat racun bagi tubuh, dari ginjal buatan ini darah akan mengalir ke *bubble trap* yang dilengkapi dengan detektor gelembung udara. Hal ini dilakukan untuk mencegah adanya gelembung udara dalam darah yang akan masuk ke dalam tubuh pasien. Pada bagian ini terdapat meter yang mengukur tekanan darah menuju vena pasien.

Baik pada aliran arteri maupun vena terdapat penjepit yang berfungsi untuk menghentikan aliran darah jika terjadi kesalahan misalnya adanya gelembung udara atau tekanan darah yang melewati batas. Alarm akan berbunyi untuk memberitahu dokter atau perawat.

Diagram lengkap unit ini terdapat pada Lampiran A.

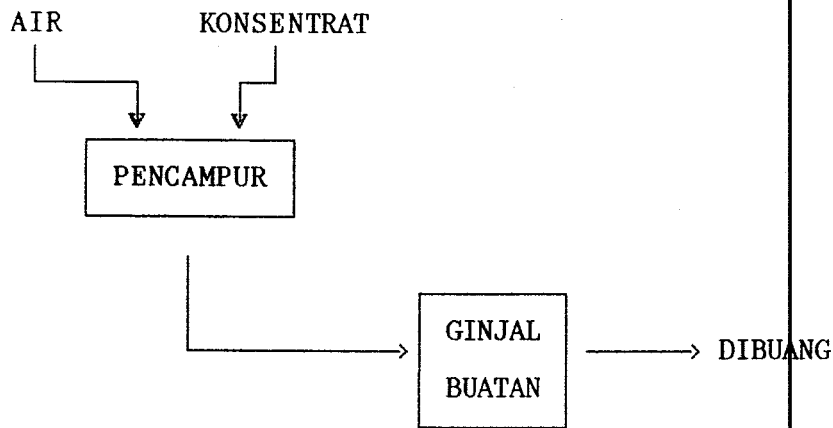
## 2.6 FLUID MONITOR

Unit ini berfungsi untuk menyedot air dan konsentrat, mencampurnya dalam perbandingan yang tepat, melakukan pemanasan dan mengatur tekanan campuran tersebut sehingga sesuai untuk proses hemodialisa. Blok diagram dari unit ini dapat dilihat pada Gambar 2.3 di bawah.

Konsentrat merupakan cairan yang mengandung zat-zat tertentu dengan komposisi menyerupai cairan tubuh tapi dengan konsentrasi yang lebih pekat. Oleh karena itu konsentrat ini harus diencerkan dengan air, campuran dari air dan konsentrat inilah yang disebut



cairan dialisat



Gambar 2.3

#### Blok Diagram Fluid Monitor

Air yang dipergunakan harus diolah terlebih dahulu oleh sebuah *water treatment* agar memenuhi syarat untuk dipakai dalam proses hemodialisa. Air tersebut dipanaskan dan diatur suhunya sehingga mencapai suhu normal manusia. Suhu ini dapat dilihat pada meter yang ada.

Bersamaan dengan itu cairan konsentrat diambil melalui *proportioning valve* di mana katup ini akan mengatur perbandingan volume antara konsentrat dan air untuk mempertahankan konduktivitas yang diinginkan dari campuran tersebut.

Campuran ini akan ditarik oleh *flow pump* menuju bejana penampungan. Dari bejana penampungan ini cairan dialirkan menuju *conductivity block*, dimana pada bagian ini dilakukan pengukuran

suhu dan konduktivitas cairan dan hasilnya dapat dilihat pada meter yang ada.

Sesudah melewati bagian ini cairan akan dialirkan dengan kecepatan yang konstan sebesar 500 ml/menit menuju ginjal buatan, kecepatan cairan ini dapat dilihat pada *flowmeter*. Jika mesin hemodialisa sedang tidak dihubungkan ke pasien maka hubungan ke ginjal buatan akan di-bypass melalui *safety coupling*.

Di dalam ginjal buatan terjadi proses ultrafiltrasi dan dialisa, sehingga setelah melewati ginjal buatan cairan dialisat akan mengandung zat-zat yang akan dibuang maupun yang bersifat racun bagi tubuh.

Dari ginjal buatan, cairan akan mengalir melalui detektor kebocoran darah yang akan membunyikan alarm jika terdeteksi adanya darah dalam cairan dialisat. Adanya darah menunjukkan kebocoran pada ginjal buatan sehingga darah dapat masuk ke kompartmen dialisat.

Cairan dialisat ini dapat mengalir karena ditarik oleh sebuah *suction pump* yang memberikan tekanan negatif. Sebelum sampai ke pompa dipasang sebuah transduser tekanan yang akan membaca besar tekanan negatif yang diberikan pada cairan dialisat tersebut, tekanan negatif ini dapat dibaca pada meter.

Diagram lengkap unit ini terdapat pada Lampiran B.

## BAB III

### PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT KERAS

---

#### 3.1 PENDAHULUAN

Ultrafiltrasi adalah proses penarikan cairan dari tubuh pasien penderita gagal ginjal yang lajunya diatur oleh perbedaan tekanan hidrostatik antara kompartmen darah dan kompartmen dialisat pada ginjal buatan yang dipisahkan oleh membran semipermeabel.

Cairan yang ditarik dari tubuh pasien ini akan berpindah dari kompartmen darah ke kompartmen dialisat melalui membran semipermeabel, oleh karena itu akan menambah volume cairan dialisat yang keluar dari ginjal buatan. Berdasarkan hal ini maka dapat ditentukan bahwa volume ultrafiltrasi merupakan selisih antara volume cairan dialisat yang keluar dari ginjal buatan dan volume cairan dialisat yang masuk ke dalam ginjal buatan.

#### 3.2 BLOK DIAGRAM

Alat ukur volume ultrafiltrasi yang dibuat, menggunakan metode pengukuran volume secara langsung yakni menggunakan gelas ukur sebagai sensor. Ada tiga buah sensor yakni sensor untuk air,

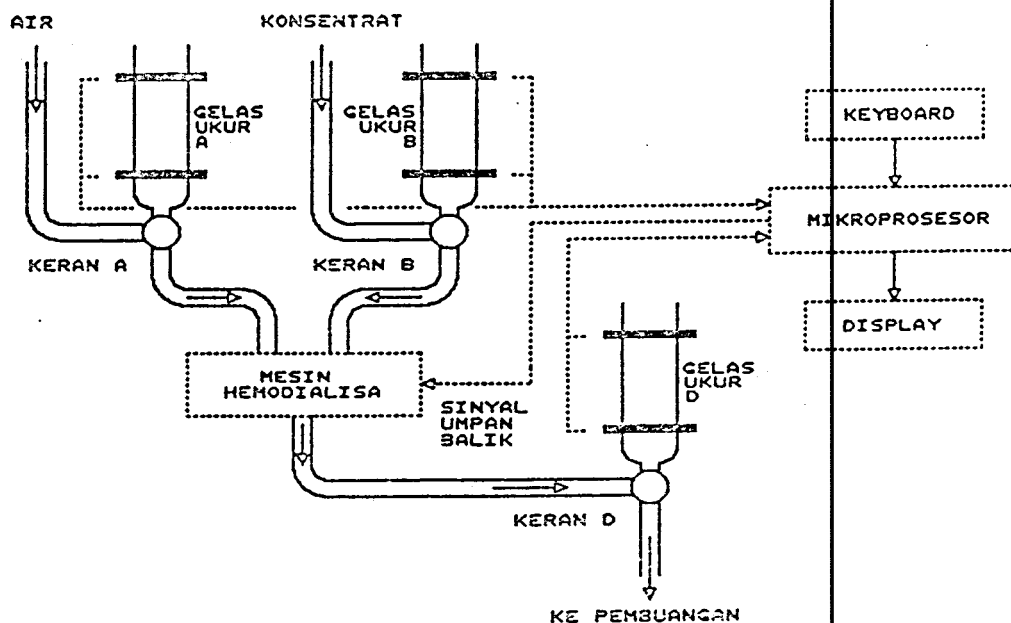
cairan konsentrat dan untuk cairan dialisat yang keluar dari ginjal buatan. Sinyal interupsi akan dihasilkan oleh sensor setiap kali ada cairan sebanyak satu satuan volume yang melewatinya.

Alat ukur ini akan menghitung selisih volume cairan dialisat yang masuk dan keluar dari ginjal buatan, yang merupakan volume ultrafiltrasi. Setelah itu akan dibandingkan laju ultrafiltrasi hasil pengukuran dengan laju ultrafiltrasi yang dikehendaki, dari hasil perbandingan ini dihasilkan sinyal umpan balik bagi mesin hemodialisa untuk menyesuaikan laju ultrafiltrasinya.

Komponen utama alat ukur volume ultrafiltrasi ini adalah sebuah *one chip microcomputer* dari Motorola yakni MC68705P3 yang berisi sebuah CPU, *on-chip* CLOCK, EPROM, RAM dan I/O, dan didukung oleh komponen-komponen lain yakni display dan keypad.

Mikrokontroler ini berfungsi untuk membaca data masukan dari keypad, mengolah data hasil pengukuran, membandingkannya dengan data masukan, mengatur display, memberikan sinyal umpan balik ke mesin hemodialisa untuk mempercepat atau memperlambat laju ultrafiltrasi dan akan menghentikan proses ultrafiltrasi jika hasil pengukuran telah melewati batas yang diberikan oleh data masukan.

Mikrokontroler ini dipilih karena sifatnya yang terpadu, sehingga tidak diperlukan lagi komponen luar tambahan misalnya



Gambar 3.1

## Blok Diagram

RAM, ataupun perangkat I/O. Alasan kedua adalah program yang telah dibuat disimpan di dalam EPROM dari mikrokontroler sehingga tidak dapat lagi dibaca dari luar. Hal ini sangat diperlukan bilamana program yang dibuat ingin dijaga kerahasiaannya.

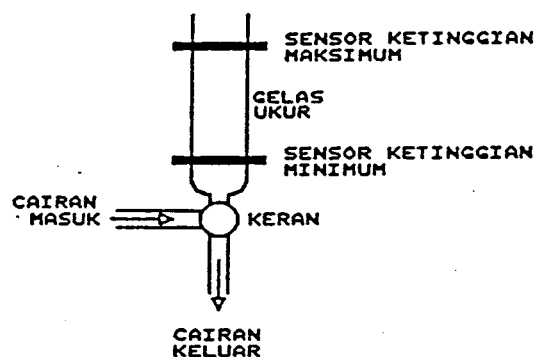
Faktor lain yang penting adalah tersedianya program simulator AVSIM05 bagi mikrokontroler ini, yang akan mempermudah pengujian program karena dapat dilakukan dengan menggunakan PC. Hal ini akan mempercepat pencarian kesalahan dalam pembuatan program.

Keypad sebagai bagian input dipergunakan untuk memasukkan data kepada mikrokontroler. Bagian output terdiri dari display empat buah *seven segment* dan sebuah sinyal umpan balik kepada mesin hemodialisa. Sinyal umpan balik ini akan mengatur laju ultrafiltrasi sesuai dengan hasil pengukuran, agar pada akhir proses hemodialisa hasil ultrafiltrasi sesuai dengan data masukan.

### 3.3 SENSOR

Sensor disini bertugas untuk mengukur volume cairan dialisat yang akan masuk ke ginjal buatan dan volume cairan dialisat yang keluar dari ginjal buatan. Dari hasil pengukuran ini dihasilkan sinyal interupsi bagi mikrokontroler.

Sebagai alat ukur digunakan gelas ukur yang akan memberikan



Gambar 3.2  
Sensor Volume

pulsa setiap kali terisi cairan sebesar 50 ml. Pulsa yang dihasilkan oleh sensor volume ini diberikan ke pin  $\overline{\text{INT}}$  dari MC68705P3. Gambar dari sensor volume ini dapat dilihat pada gambar 3.2 diatas.

Pada gelas ukur terdapat dua buah sensor ketinggian cairan yang tersusun dari sepasang kawat logam tahan karat, sensor pertama adalah sensor bagi ketinggian maksimum dan sensor kedua adalah sensor bagi ketinggian minimum.

Jika cairan telah melewati salah satu ketinggian tersebut maka akan terjadi perubahan resistansi antara pasangan kawat logam tahan karat tersebut. Karena pasangan kawat logam tahan karat tersebut disusun bersama sebuah varabel resistor membentuk pembagi tegangan, yang outputnya diberikan kepada input dari sebuah *Schmitt Trigger*, maka perubahan resistansi tersebut akan menyebabkan perubahan tegangan input dari *Schmitt Trigger*. Perubahan tegangan ini diatur oleh variabel resistor sedemikian rupa sehingga akan menghasilkan sinyal *low* pada output dari *Schmitt Trigger*.

Rangkaian berikutnya merupakan rangkaian sekuensial yang digunakan untuk mengatur keran sesuai dengan ketinggian cairan pada gelas ukur. Pada saat permulaan gelas ukur masih kosong sehingga output dari *Schmitt Trigger* pertama (ketinggian maksimum) dan

*Schmitt Trigger* kedua (ketinggian minimum) adalah *high*. Akibat dari keadaan ini rangkaian akan mengubah posisi keran sehingga cairan akan masuk mengisi gelas ukur.

Cairan ini akan melewati ketinggian minimum, output dari *Schmitt Trigger* kedua akan *low* dan jika cairan ini telah melewati ketinggian maksimum, maka output dari *Schmitt Trigger* pertama akan *low*. Akibat dari keadaan ini, rangkaian akan mengubah posisi keran sehingga cairan akan keluar dari gelas ukur.

Jika ketinggian cairan dalam gelas ukur lebih rendah dari batas minimum, output dari *Schmitt Trigger* kedua akan *high* dan ini akan menyebabkan rangkaian mengubah posisi keran dan cairan akan kembali mengisi gelas ukur, demikian seterusnya. Setiap kali gelas ukur ini terisi penuh, dihasilkan pulsa yang diberikan ke pin  $\overline{INT}$  dari mikrokontroler.

Jika sensor pertama diberi notasi  $S_1$ , sensor kedua diberi notasi  $S_2$ , dan  $Q$  merupakan output untuk mengontrol keran.  $Q$  dalam keadaan *high* berarti posisi keran akan menyebabkan cairan masuk mengisi gelas ukur, sedang  $Q$  dalam keadaan *low* berarti posisi keran akan menyebabkan cairan keluar dari gelas ukur. Notasi  $Q_n$  berarti keadaan  $Q$  yang sekarang dan  $Q_{n+1}$  berarti keadaan  $Q$  yang berikutnya. Dari keterangan di atas, dapat disusun tabel transisi seperti terlihat pada tabel 3.1.



Tabel 3.1  
Tabel Transisi

$Q_n \backslash S_2 S_1$				
	00	01	11	10
0	0	0	1	x
1	0	1	1	x

$Q_{n+1}$

Flip-flop yang dipilih adalah D flip-flop yang tabel aplikasinya ditunjukkan pada tabel 3.2 berikut:

Tabal 3.2  
Tabel Aplikasi

$Q_n$	$Q_{n+1}$	D
0	0	0
0	1	1
1	0	0
1	1	1

Dengan menggunakan tabel aplikasi tersebut, diperoleh tabel eksitasi dari rangkaian yang dikehendaki seperti pada tabel 3.3 berikut:

Tabel 3.3  
Tabel Eksitasi

$S_2 S_1$ $Q_n$	00	01	11	10
0	0	0	1	x
1	0	1	1	x

D

Dari tabel eksitasi tersebut, fungsi eksitasi dari rangkaian sekuensial yang dikehendaki adalah

$$D = S_2 + Q_n S_1$$

Output dari flip-flop dihubungkan dengan pin kontrol dari dua buah analog switch yang disusun dari sebuah IC CMOS MC14066, salah satunya dilewatkan terlebih dahulu melalui sebuah inverter. Kedua

buah analog switch tersebut berfungsi untuk memilih resistor mana yang dihubungkan ke input  $R_{ext}$  dari *one shot multivibrator* 74LS123.

Pemilihan resistor ini akan menentukan lebar pulsa yang dihasilkan oleh *one shot multivibrator*. Output dari *one shot multivibrator* ini digunakan untuk menggerakkan motor servo yang mengatur keran.

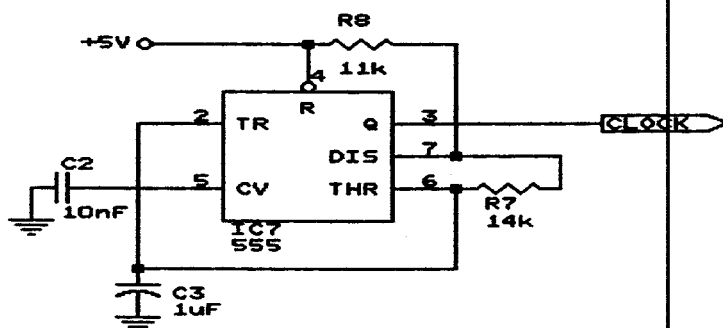
Posisi dari motor servo yang dipergunakan untuk menggerakkan keran tergantung pada lebar pulsa yang diberikan kepadanya. Hanya ada dua kemungkinan output dari flip-flop, sehingga hanya ada dua macam lebar pulsa yang dihasilkan yang berarti hanya ada dua buah posisi dari motor servo.

Posisi pertama akan mengubah posisi keran sehingga cairan mengisi gelas ukur dan posisi kedua akan mengubah posisi keran sehingga cairan akan keluar dari gelas ukur. Untuk memudahkan pengaturan posisi keran yang tepat, posisi dari motor servo ini dapat diatur melalui variabel resistor yang terhubung seri dengan resistor yang terpasang pada input  $R_{ext}$  dari *one shot multivibrator*.

Bagian ini yakni sensor dan rangkaian sekuensial pengatur posisi keran membentuk sebuah *module* yang akan mengatur pengisian dan pembuangan cairan pada gelas ukur sesuai dengan ketinggian

cairan pada gelas ukur.

Pada sistem secara keseluruhan terdapat empat buah *module* seperti ini, tiga buah *module* dipasang pada masukan dan sebuah *module* dipasang pada keluaran. Penjelasan lebih lanjut tentang susunan keseluruhan sistem terdapat pada bagian 3.7. Sebagai penghasil sinyal clock untuk *module* dipergunakan sebuah IC 555 yang disusun membentuk *astable multivibrator* dengan frekuensi 50 Hz seperti terlihat pada gambar 3.3 di bawah:

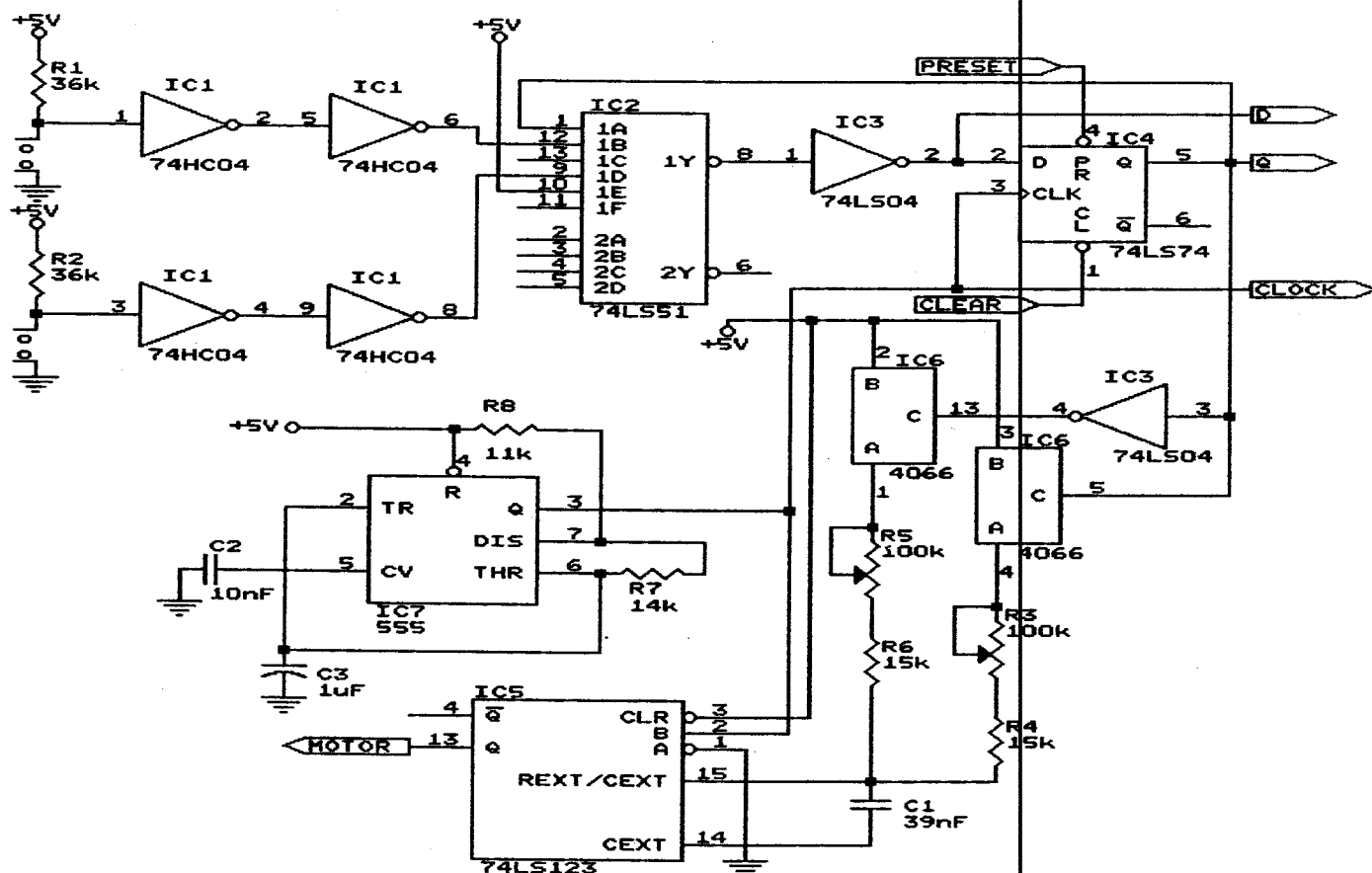


Gambar 3.3

#### Rangkaian Clock

Sinyal clock ini dihubungkan ke D flip-flop dan juga ke *one shot multivibrator* 74LS123 yang outputnya dipergunakan untuk mengatur motor servo penggerak keran.

Berikut ini merupakan rangkaian lengkap dari *module*:



Gambar 3.4

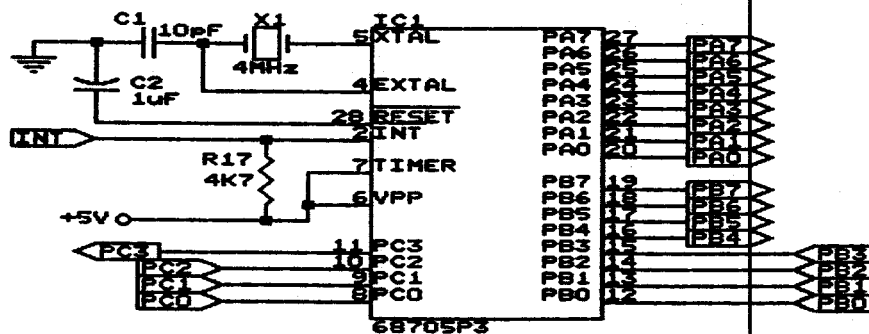
Rangkaian Module Sensor

### 3.4 MIKROKONTROLER

Seperti telah dijelaskan di atas bahwa mikrokontroler yang digunakan di sini adalah *one chip microcomputer* dari Motorola yakni MC68705P3. Oleh karena mikrokontroler tersebut sudah

mengandung on-chip CLOCK, EPROM, RAM dan I/O di dalamnya maka rangkaian dasar dari mikrokontroler tersebut menjadi sangat sederhana.

Rangkaian dasar mikrokontroler ini dapat dilihat pada gambar 3.5 berikut:



Gambar 3.5

#### Rangkaian Mikrokontroler

Rangkaian ini merupakan rangkaian yang disarankan oleh *data sheet* dari MC68705P3, kristal yang dipergunakan adalah kristal 4 MHz dimana akan dihasilkan kecepatan pemrosesan yang paling tinggi yang diperbolehkan *data sheet*. Selain itu dengan kristal tersebut akan diperoleh *Instruction Cycle Time* sebesar 1  $\mu$ s, karena di dalam mikrokontroler tersebut terdapat pembagi empat yang akan membagi sinyal clock yang dihasilkan oleh kristal menjadi 1 MHz.

Selang waktu sebesar 1  $\mu$ s ini akan dipergunakan dalam perhitungan selang waktu.

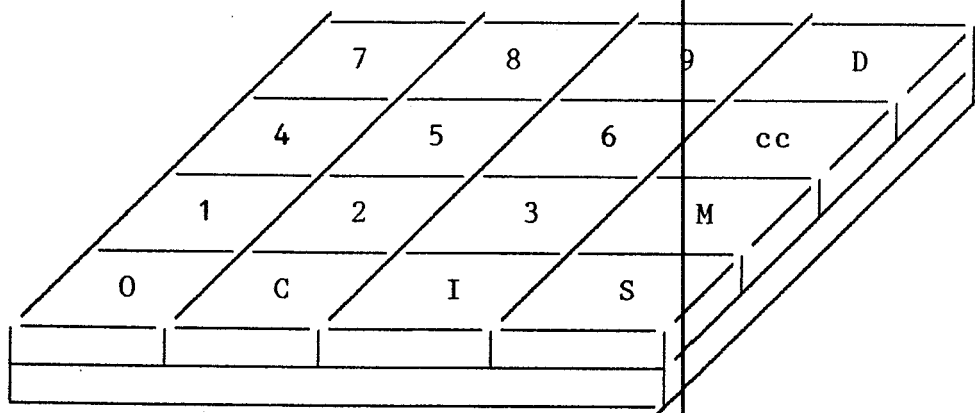
Susunan port-port adalah sebagai berikut: PA0-PA7 sebagai output untuk masing-masing segmen dari display. PB4-PB7 sebagai output untuk *scanning display seven segment*, PBO-PB3 sebagai input berisi data dari keypad enkoder 74C922. PC0-PC1 merupakan input bagi sinyal penyebab interupsi, PC2 sebagai input bagi pin *Data Available* dari keypad enkoder 74C922, sedang PC3 sebagai output yang akan memberikan sinyal umpan balik ke mesin hemodialisa untuk mengatur laju ultrafiltrasi.

Pin timer dan  $V_{pp}$  dari MC68705P3 karena tidak dipergunakan, dihubungkan dengan  $V_{cc}$  agar didapatkan keandalan yang tinggi pada pengoperasian alat.

### 3.5 KEYPAD

Keypad yang dipergunakan di sini berjumlah enam belas buah, berupa *switch-switch* yang dibentuk menjadi sebuah *array* dengan susunan seperti pada gambar 3.6.

Keypad ini dipergunakan untuk memasukkan data-data yang diperlukan untuk proses hemodialisa yakni volume cairan yang akan ditarik beserta waktu yang dibutuhkan untuk penarikan cairan tersebut.



Gambar 3.6  
Susunan Keypad

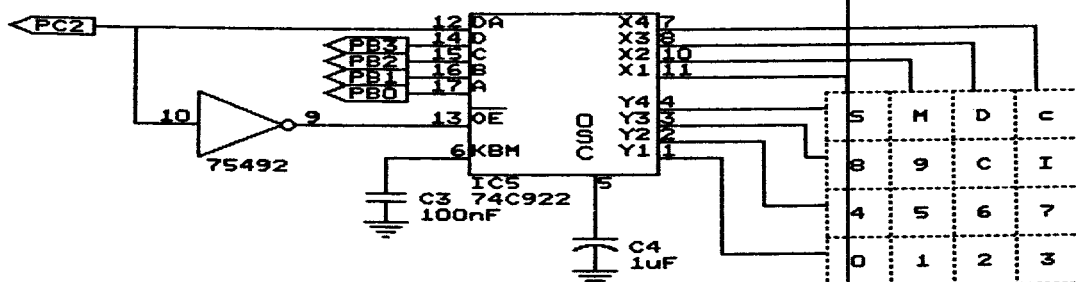
Tombol DATA dipergunakan untuk menandai awal pemasukan data ke mikrokontroler, tombol IN dipergunakan untuk memasukkan data yang dipilih, sedang tombol CLEAR dipergunakan untuk menghapus data yang telah dipilih. Tombol CC dan MENIT dipergunakan untuk satuan dari data yang dipilih, sedang tombol STRAT dipergunakan untuk menandai saat awal mulainya proses hemodialisa.

Komponen utama dari bagian ini adalah IC 74C922, IC ini merupakan 16-Key Encoder buatan National Semiconductor. Di dalam IC ini sudah terdapat banyak rangkaian dan fasilitas pendukung sehingga kita tidak perlu banyak menambahkan komponen luar agar IC ini berfungsi dengan baik. Dengan adanya IC ini kita hanya perlu membuat subrutin sederhana untuk pelayanan keypad.

Rangkaian selengkapnya dari bagian keypad ini adalah seperti



pada gambar 3.7 berikut:



Gambar 3.7  
Rangkaian Keypad

Rangkaian dan fasilitas pendukung tersebut di antaranya adalah: Keypad scan yang bertugas melakukan *scanning* pada *switch array* untuk mencari tombol mana yang ditekan, *two key roll-over* yang berfungsi untuk menentukan prioritas dua tombol yang ditekan pada saat hampir bersamaan, *key debouncing* yang berfungsi untuk membedakan apakah sinyal dari *switch array* merupakan getaran dari tombol sebelumnya atau penekanan kedua kalinya dari tombol yang bersangkutan, dan adanya register pada output yang menyimpan data tombol terakhir yang ditekan.

Selain itu IC ini mempunyai pin Data Available (DA) dan Output Enable (OE). Pin DA akan berubah menjadi *high* jika ada data absah dari *switch* yang ditekan, dan akan berubah menjadi *low* jika *switch* tersebut dilepas dan tidak akan berubah menjadi *high* walaupun ada tombol lain yang ditekan, pin ini baru dapat berubah

menjadi *high* lagi setelah selang waktu yang ditentukan oleh bagian *two key roll-over*. Pin  $\overline{OE}$  merupakan pin input *active-low* yang menentukan apakah data akan dikeluarkan pada pin output atau menjaga output berada pada keadaan impedansi tinggi (*TRI STATE*).

Output dari IC ini berupa data empat bit yang mewakili kode tombol (*switch*) yang ditekan. Dan data ini dihubungkan ke port PBO-PB3 dari mikrokontroler, sedangkan pin Data Available (DA) dihubungkan ke port PC2 dari mikrokontroler dan selain itu juga dihubungkan ke sebuah *inverter* yang outputnya dihubungkan ke pin  $\overline{Output Enable}$  ( $\overline{OE}$ ). Konfigurasi seperti ini membentuk sistem keypad yang asinkron, sehingga setiap saat dapat menginterupsi mikrokontroler tanpa bergantung pada *clock* dari sistem.

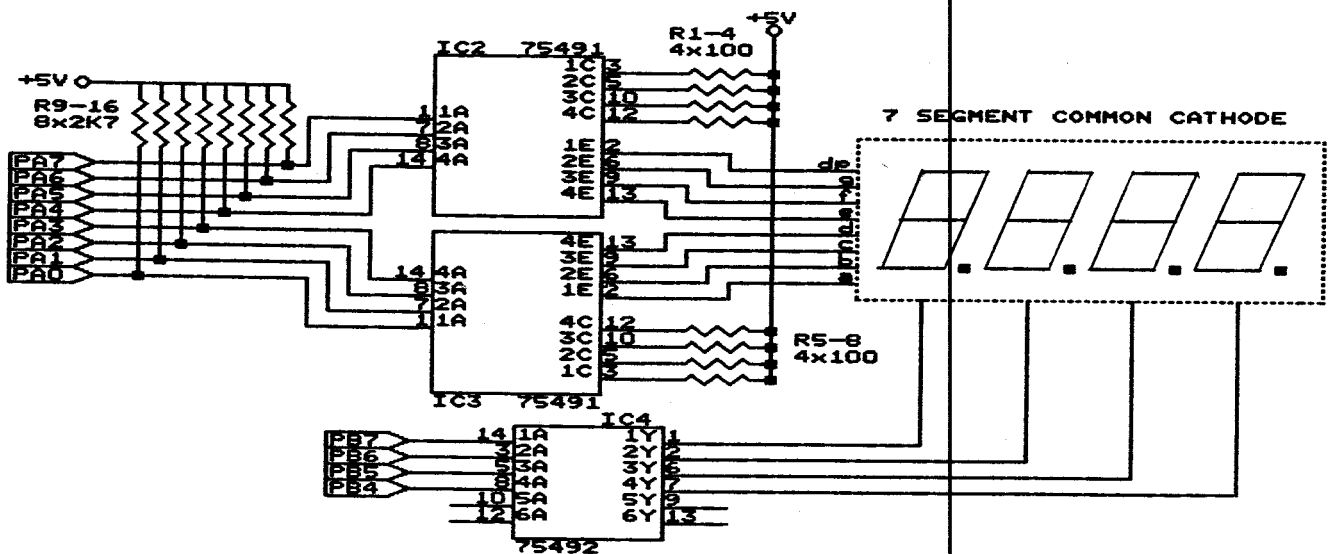
### 3.6 DISPLAY

Display yang dipergunakan adalah empat buah *seven segment common cathoda*. Empat buah *seven segment* tersebut dipergunakan sebagai display bagi data masukan dan juga bagi hasil pengukuran ultrafiltrasi selama proses hemodialisa.

Tiap segment dari empat buah display tersebut dihubungkan secara paralel, kaki katoda dari tiap display inilah yang dipergunakan untuk menyalakan display. Empat buah display ini dinyalakan secara multipleks untuk menghemat port dari

mikrokontroler.

Rangkaian display *seven segment* dapat dilihat pada gambar 3.8 berikut ini:



Gambar 3.8

### Rangkaian Display Seven Segment

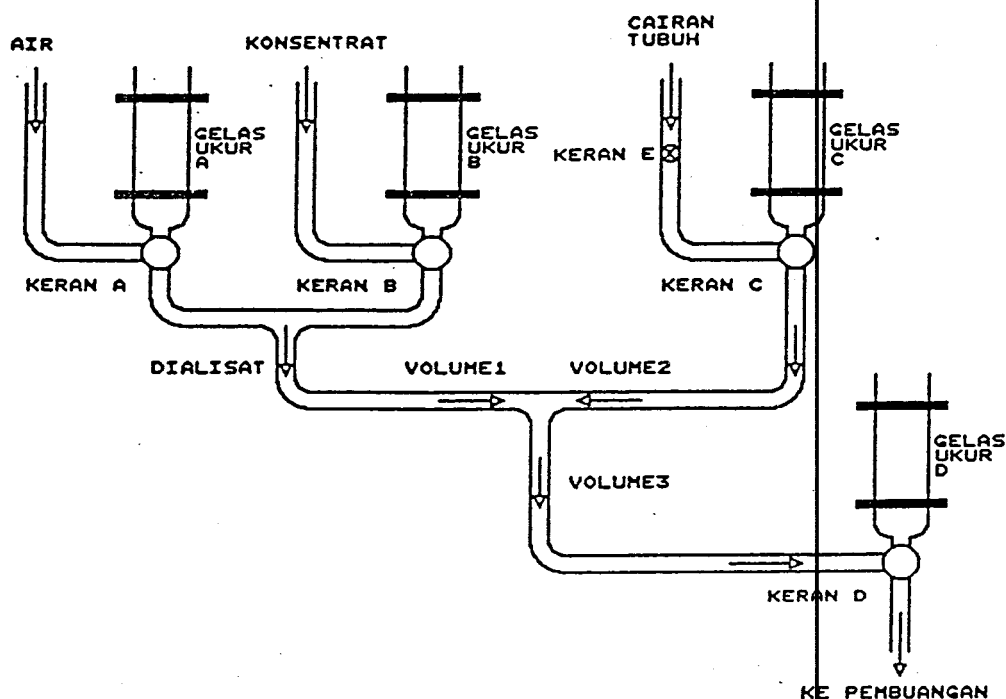
Ada dua tipe IC yang dipergunakan pada bagian ini yakni 75492 dan 75491. IC 75492 ini berisi enam buah *inverter* dan merupakan *digit driver* yang memiliki kemampuan arus *sink* sebesar 250 mA, sedangkan IC 75491 berisi empat buah *buffer* dan berfungsi sebagai *segment driver* yang memiliki kemampuan arus *sink/source* sebesar 50 mA. Kemampuan arus inilah yang menjadi pertimbangan pemilihan

kedua buah IC ini.

### 3.7 SUSUNAN KESELURUHAN SISTEM

Dalam bagian ini akan dijelaskan konfigurasi sistem secara keseluruhan untuk persiapan pengujian dari alat ukur volume ultrafiltrasi yang dibuat. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui kemampuan kerja dari alat ukur, hasil pengujian akan diberikan pada bab V.

Pada sistem ini ada empat buah gelas ukur beserta *module*-nya masing-masing untuk mengatur pengisian dan pengeluaran cairan,



Gambar 3.9

Susunan Gelas Ukur

tiga buah pada bagian masukan dan sebuah pada bagian keluaran.

Tiap-tiap gelas ukur pada masukan dan keluaran dihubungkan ke *counter*, *counter* akan naik setiap kali ada cairan lewat sebanyak satu satuan volume, sehingga setiap saat dapat diketahui berapa banyak cairan yang telah masuk dan yang telah keluar. Susunan dari empat buah gelas ukur ini dapat dilihat pada gambar 3.9 di atas.

Masukan cairan pertama merupakan cairan dialisat yang merupakan campuran antara air dan konsentrat dengan perbandingan 35:1. Pada bagian ini dilakukan pencampuran air dari dua buah masukan dengan perbandingan 35:1 yang menggambarkan air dan konsentrat.

Perbandingan ini dilakukan oleh *counter* pada gelas ukur A, jika hitungan telah mencapai 35, maka diberikan sinyal pada gelas ukur B untuk melewatkan cairan sebesar satu satuan volume atau 50 ml. Sehingga diperoleh perbandingan volume seperti yang diinginkan.

Bagian keluaran dari sistem ini menggambarkan cairan dialisat yang keluar dari ginjal buatan. Cairan ini dilewatkan melalui gelas ukur D dengan tujuan untuk diukur volumenya.

Kedua masukan dan keluaran ini diukur volumenya dengan menggunakan satuan volume sebesar 50 ml. Tiap kali ada cairan sebanyak itu melalui baik masukan atau keluaran akan dihasilkan

sinyal interupsi bagi mikrokontroler. Mikrokontroler akan mengecek bagian manakah yang menyebabkan interupsi, masukan atau keluaran dan akan menaikkan *counter* di dalam perangkat lunaknya.

Mikrokontroler akan melakukan perhitungan untuk mencari selisih antara keluaran dan masukan. Selisih inilah yang merupakan banyaknya cairan yang ditarik dari tubuh pasien. Selain itu mikrokontroler juga akan melakukan perhitungan untuk mencari *rate* atau laju ultrafiltrasi yakni volume ultrafiltrasi dibagi dengan waktu. Laju ultrafiltrasi ini akan dibandingkan dengan laju ultrafiltrasi yang diinginkan yang menjadi data masukan bagi mikrokontroler.

Masukan cairan yang lain menggambarkan cairan yang ditarik dari tubuh pasien selama menjalani hemodialisa. Pada bagian ini terdapat pengaturan laju ultrafiltrasi yang digambarkan oleh keran E yang besar bukaannya dapat diatur oleh sinyal umpan balik yang diberikan oleh mikrokontroler. Sesudah melalui keran, cairan dilewatkan melalui gelas ukur C.

Jika hasil pengukuran laju ultrafiltrasi oleh mikrokontroler lebih lambat daripada kecepatan yang diinginkan, maka mikrokontroler akan memberikan sinyal umpan balik melalui port PC3 untuk memperbesar bukaan dari keran, demikian pula jika laju ultrafiltrasi hasil pengukuran lebih cepat daripada laju yang

diinginkan, maka mikrokontroler akan memberikan sinyal untuk memperkecil bukaan dari keran.

Dengan adanya sinyal umpan balik ini diharapkan volume penarikan cairan dari tubuh akan sesuai dengan data yang dimasukkan. Sehingga tidak akan terjadi lagi pasien mengalami kelebihan atau kekurangan cairan setelah selesai menjalani proses hemodialisa.

Rangkaian lengkap dari keseluruhan sistem ini dapat dilihat pada Lampiran C.

## BAB IV

### PERENCANAAN DAN PEMBUATAN PERANGKAT LUNAK

---

Perangkat lunak dari alat ukur volume ultrafiltrasi berbasis mikrokontroler ini merupakan pendukung yang tidak terpisahkan dari perangkat keras. Perangkat lunak ini telah disesuaikan dengan pengujian yang akan dilakukan terhadap alat ukur volume ultrafiltrasi tersebut.

#### 4.1 PENDAHULUAN

Perangkat lunak atau program bagi alat ukur volume ultrafiltrasi ini dibuat dalam bahasa yang mirip dengan keluarga mikrokontroler M6800. Program tersebut disusun dengan menggunakan SideKick Editor, sebuah editor ASCII murni seperti halnya WordStar Non Document. Hasilnya adalah sebuah file .ASM.

Setelah selesai disusun, dilakukan *cross assembler* oleh program XASM05 sehingga diperoleh file .HEX. File inilah yang diubah ke bentuk file .OBJ, yang kemudian dipindahkan ke sebuah EPROM 2764 yang berkapasitas delapan *kilobytes*.

Karena pada mikrokontroler MC68705P3 sudah terdapat EPROM di



dalamnya, maka diperlukan sebuah rangkaian yang dipergunakan untuk memindahkan isi dari EPROM 2764 ke EPROM dari MC68705P3. Skema dari rangkaian tersebut terdapat pada *data sheet* dari MC68705P3. Di sinilah terdapat keuntungan bagi pemrogram yang ingin menjaga kerahasiaan dari programnya, karena jika program tersebut telah berada pada EPROM dari MC68705P3, program tersebut tidak akan dapat dibaca lagi.

Perangkat lunak ini dapat dibagi menjadi tiga bagian yakni program utama, subrutin pelayanan dan subrutin interupsi. Beberapa subrutin pelayanan ini diantaranya subrutin perkalian, pembagian, konversi heksadesimal ke BCD dan sebaliknya, subrutin *scanning* display dan *keypad* dan subrutin pelayanan interupsi yang tersedia adalah subrutin interupsi *timer* dan subrutin interupsi eksternal.

Penjelasan secara lebih terperinci dari tiap subrutin tersebut akan dibahas pada sub bab sesudah ini. Berikut adalah cara penggunaan dari alat ukur volume ultrafiltrasi ini.

Pertama-tama rangkaian mikrokontroler dijalankan, ditandai dengan ditampilkannya tulisan "its" pada display. Setelah itu dilakukan pemasukan data ke dalam mikrokontroler yang diawali dengan penekanan tombol "DATA", data yang dimasukkan adalah volume penarikan cairan yang dikehendaki beserta waktu penarikannya.

Pemasukan data dilakukan dengan menekan angka yang bersesuaian

dan dilanjutkan dengan menekan tombol satuannya, jika terdapat kekeliruan data dapat dihapus dengan menekan tombol "CLEAR". Setiap pemasukan data diakhiri dengan penekanan tombol "IN" yang berarti data yang ditekan telah benar dan siap untuk diproses oleh mikrokontroler.

Tekan tombol START untuk menandai dimulainya proses hemodialisa, bersamaan dengan itu cairan mulai dialirkan ke sistem. Alat ini akan menampilkan volume cairan yang telah ditarik dari tubuh pasien dalam satuan liter, dimana pada sistem ini digambarkan dengan cairan yang mengalir melewati gelas ukur C.

#### 4.2 PROGRAM UTAMA

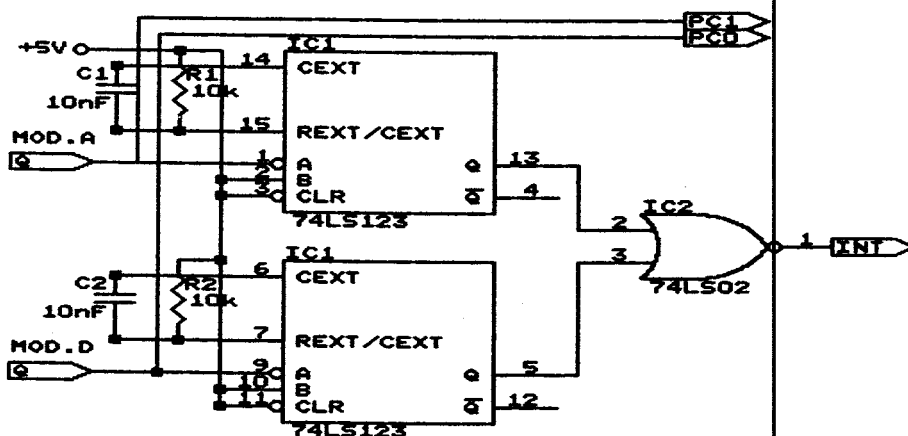
Parameter utama ultrafiltrasi adalah volume cairan yang ditarik dari tubuh pasien yang merupakan selisih volume cairan dialisat yang keluar dari ginjal buatan dengan cairan dialisat yang masuk ke ginjal buatan.

Kedua volume ini diukur melalui sensor pada masukan cairan ke mesin hemodialisa dan pada keluaran dari mesin hemodialisa. Dari tiap sensor dihasilkan sinyal interupsi bagi mikrokontroler dengan susunan rangkaian seperti pada gambar 4.1.

Setiap kali sensor mengukur satu satuan volume akan dihasilkan perubahan sinyal Q dari *high* menjadi *low*. Perubahan sinyal ini

akan menghasilkan sebuah pulsa positif melalui sebuah *one shot multivibrator*, pulsa-pulsa dari sensor pada masukan dan keluaran diberikan ke input sebuah gerbang NOR yang output outputnya dihubungkan ke pin  $\overline{\text{INT}}$  dari mikrokontroler.

Jika ada pulsa positif pada inputnya, output dari gerbang NOR ini akan menghasilkan pulsa negatif yang akan menginterupsi mikrokontroler secara eksternal. Setelah mendapat interupsi eksternal tersebut, mikrokontroler akan menjalankan subrutin pelayanan interupsi yang akan mengecek penyebab interupsi apakah dari masukan atau dari keluaran



Gambar 4.1

#### Rangkaian Interupsi

dan kemudian menaikkan counter yang bersesuaian pada programnya.

Pencatatan volume pada counter ini nantinya akan dipergunakan

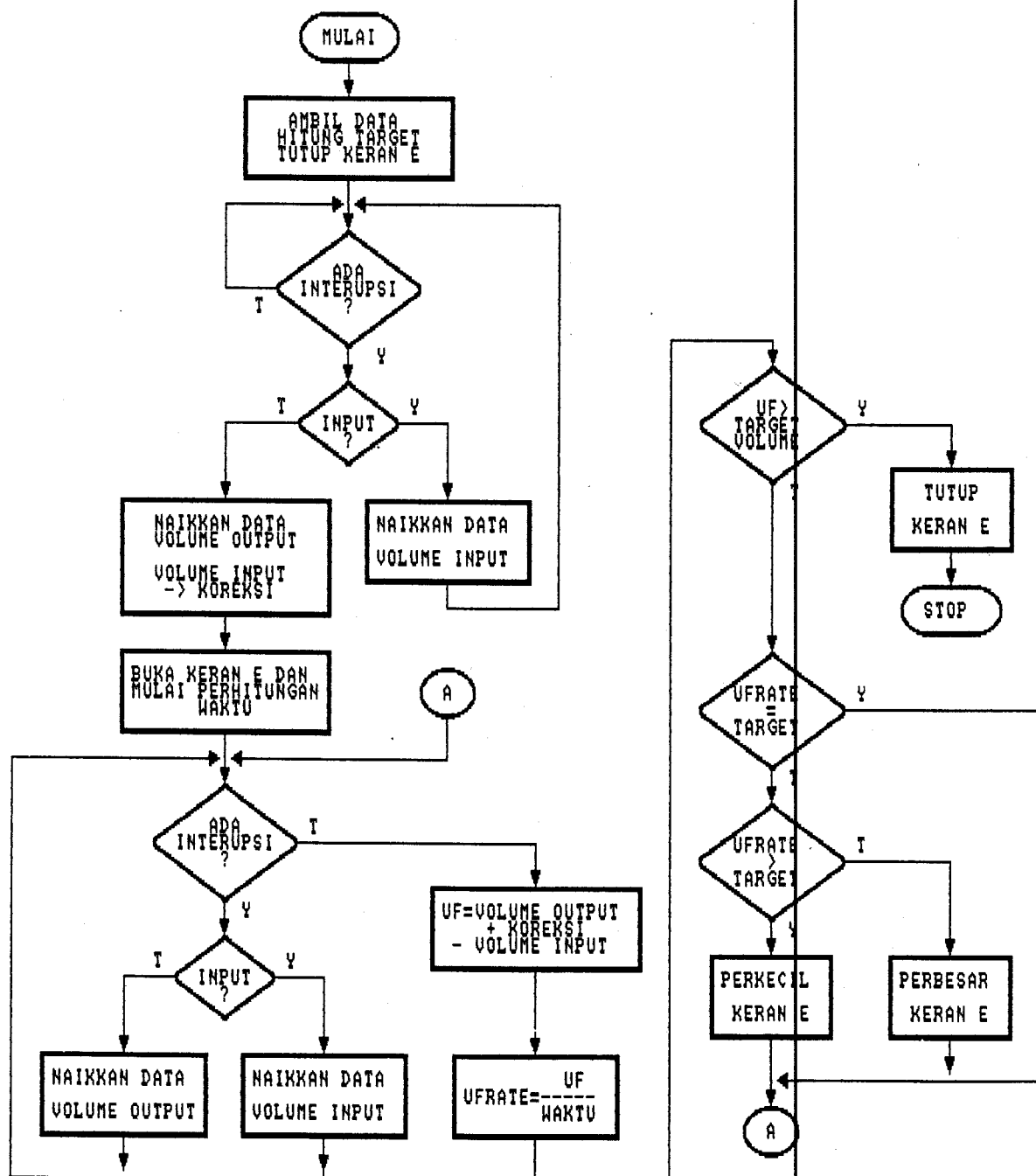
dalam perhitungan volume ultrafiltrasi.

Pada saat awal keran E yang menggambarkan pengaturan laju ultrafiltrasi akan ditutup. Mikrokontroler akan menunggu data masukan yang diberikan, seperti dijelaskan di atas data masukan ini berupa volume penarikan cairan yang dikehendaki dan waktu penarikannya. Dari data masukan ini mikrokontroler akan menghitung laju ultrafiltrasi yang dikehendaki dan menyimpan data ini pada variabel TARGETRATE.

Di samping itu mikrokontroler akan menghitung volume cairan yang masuk dan keluar pada sistem, pada saat awal hanya sensor masukan yang memberikan interupsi eksternal ke mikrokontroler karena cairan yang masuk belum mencapai keluaran, mikrokontroler akan memasukkan data volume masukan sebagai faktor koreksi dalam perhitungan volume ultrafiltrasi. Diagram alir dari program utama dapat dilihat pada gambar 4.2.

Setelah pemasukan data dan faktor koreksi, mikrokontroler akan mulai membuka keran E dan juga memulai perhitungan waktu. Waktu ini digunakan untuk menentukan laju ultrafiltrasi dengan waktu.

Volume ultrafiltrasi yang terukur akan dibandingkan dengan volume dari data masukan, jika ternyata volume tersebut telah melampaui volume dari data masukan, mikrokontroler akan memberikan sinyal untuk menutup keran E dan menampilkan tulisan "STOP".



Gambar 4.2

Diagram Alir Program UTAMA

Jika volume tersebut masih belum melampaui volume data masukan, mikrokontroler akan membandingkan laju ultrafiltrasi yang diinginkan. Dari perbandingan ini mikrokontroler akan memberikan sinyal umpan balik untuk memperbesar bukaan keran jika laju ultrafiltrasi yang diukur lebih kecil dari laju ultrafiltrasi yang dikehendaki dan akan memberikan sinyal umpan balik untuk memperkecil bukaan keran jika laju ultrafiltrasi yang diukur lebih besar dari laju ultrafiltrasi yang dikehendaki.

Sinyal umpan balik ini dikeluarkan melalui port PC3 berupa sinyal PWM (*Pulse Width Modulation*) dimana lebar dari pulsa akan menentukan posisi keran. Dengan mengatur lebar pulsa ini, mikrokontroler dapat mengatur bukaan dari keran guna mengatur volume cairan yang melewatinya. Keran ini dianggap sebagai pengatur laju ultrafiltrasi pada mesin hemodialisa.

#### 4.3 SUBROUTIN

Pada bagian ini akan dibahas secara lebih terperinci tiap subrutin yang ada beserta diagram alirnya. Keseluruhan ada sepuluh buah subrutin yakni subrutin SCANNING, subrutin DELAY5MS, subrutin HEXTOBCD, subrutin BCDTOHEX, subrutin DIVISION, subrutin ROUND, subrutin MULBY5, subrutin MULBY10, subrutin MULBY50 dan subrutin MOTOR.

#### 4.3.1 Subrutin SCANNING

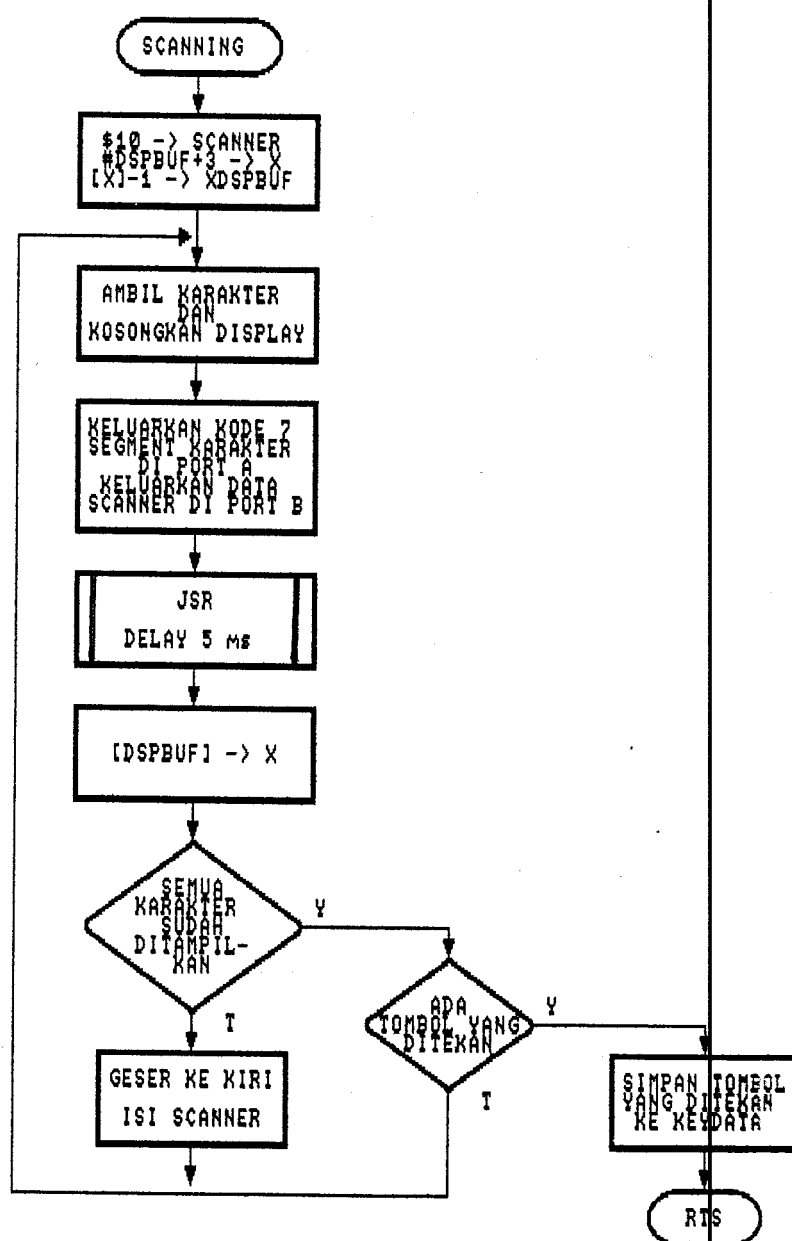
Subrutin ini akan mengatur penampilan display dari empat buah *seven segment* yang dimultipleks (dinyalakan secara bergantian). Tugas yang lain dari subrutin ini adalah untuk mengecek dan membaca kode karakter dari tombol *keypad* yang ditekan.

Dengan cara penampilan secara multipleks ini hanya diperlukan dua belas buah port (delapan buah port A yakni PA0-PA7 dan empat buah port B yakni PB4-PB7) untuk menampilkan empat buah karakter pada display. Port A sebagai output bagi kode *seven segmen* dari karakter yang akan ditampilkan, sedangkan port B sebagai output yang menentukan *seven segmen* mana yang akan diberi tegangan.

Karena frekuensi minimal agar display tidak kelihatan berkedip adalah 50 Hz, maka tiap digit harus dinyalakan dengan waktu minimal:

$$t_{\text{minimal}} = \frac{1/f}{4} = \frac{20 \text{ ms}}{4} = 5 \text{ ms}$$

Pada saat awal dilakukan inisialisasi harga awal dari *scanner* dan indeks register. *Scanner* adalah variabel yang menentukan *seven segmen* mana yang akan dinyalakan. Indeks register diisi alamat dari karakter pertama yang akan ditampilkan.



Gambar 4.3

Diagram Alir Subrutin SCANNING



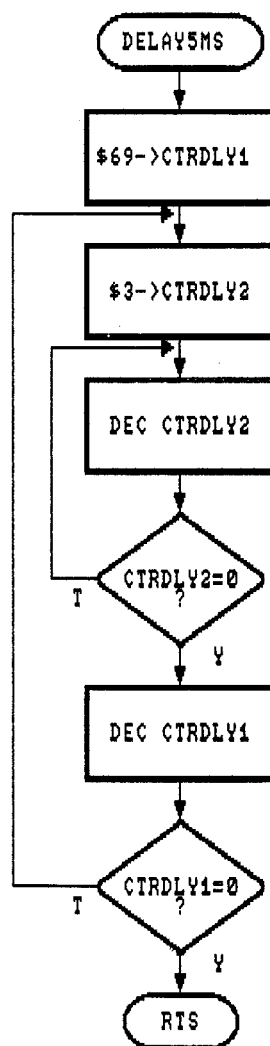
Kode *seven segmen* dari karakter pertama tersebut diambil dan dikeluarkan di port A, kode ini diambil dari tabel kode *seven segment* dan akan menentukan *segmen* mana yang akan dinyalakan. Sedangkan isi *scanner* dikeluarkan di port B sehingga hasilnya adalah ditampilkannya karakter pertama di *seven segmen* pertama. Karakter pertama ini ditampilkan selama 5 ms.

Hal yang sama dilakukan pula untuk karakter-karakter berikutnya dan jika semua karakter telah dinyalakan, subrutin akan mengecek apakah ada tombol *keypad* yang ditekan, jika tidak ada maka proses *scanning* diulangi sekali lagi. Tetapi jika ada maka kode karakter dari tombol tersebut akan dibaca dan disimpan kemudian subrutin akan ditinggalkan dan kembali ke program utama. Diagram alir subrutin terlihat pada gambar 4.3 diatas.

#### 4.3.2 Subrutin DELAY5MS

Subrutin ini digunakan untuk menentukan lama dinyalakannya tiap karakter pada display *seven segmen*. Subrutin ini terdiri dari dua buah *nested-loop* yang secara keseluruhan membutuhkan 4948 *cycles*. Jadi total delay yang dihasilkan kurang lebih 5 ms.

Diagram alir dari subrutin ini terlihat pada gambar 4.4 berikut ini:



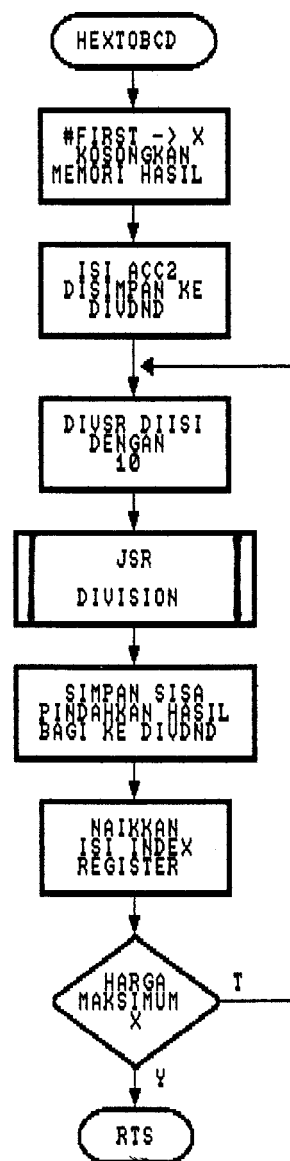
Gambar 4.4

Diagram Alir Subrutin DELAY5MS

#### 4.3.3 Subrutin HEXTOBCD

Subrutin ini akan mengubah dua *byte* data heksadesimal ke

format BCD. Bilangan yang akan diubah disimpan ke ACC2LO untuk



Gambar 4.5

Diagram Alir Subrutin HEXTOBCD

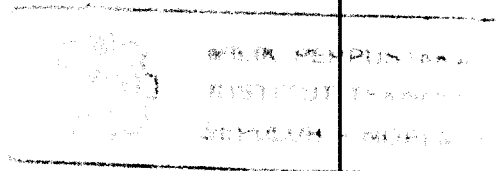
byte rendah dan ACC2HI untuk byte tinggi. Hasilnya akan disimpan di variabel FIRST, SECOND, THIRD, FOURTH dan FIFTH yang masing-masing berisi digit pertama, kedua dan seterusnya.

Cara konversi yang dipergunakan adalah dengan membagi bilangan tersebut dengan 10, sisanya adalah satuan dari bilangan tersebut. Hasil bagi dari pembagian ini dibagi lagi dengan 10 sisanya adalah puluhan demikian seterusnya sehingga diperoleh ratusan, ribuan dan puluhan ribu dari bilangan tersebut. Satuan akan disimpan di variabel FIRST, puluhan di SECOND, ratusan di THIRD, ribuan di FOURTH, puluhan ribu di FIFTH.

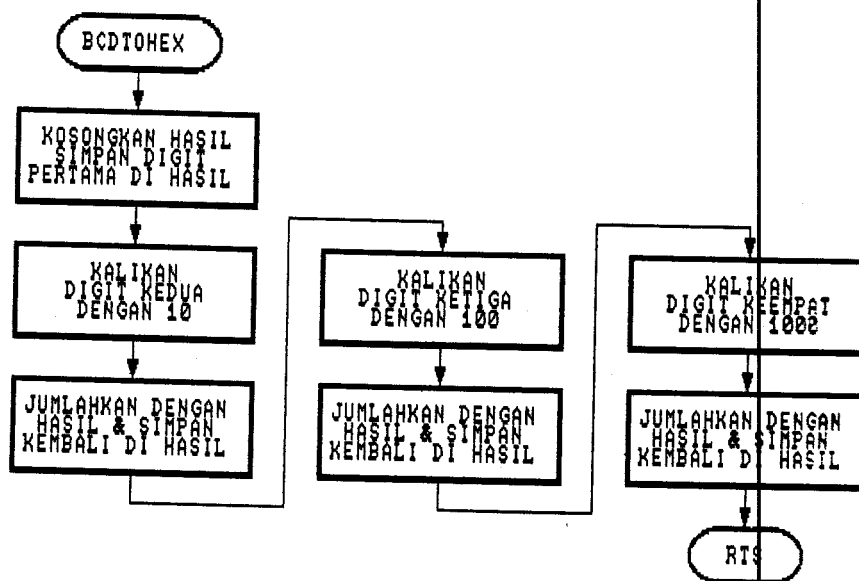
Sebagai contoh misalnya bilangan \$B26E atau  $45678_{10}$ , ACC2LO diisi dengan \$6E dan ACC2HI diisi dengan \$B2 sesudah subrutin ini selesai dipanggil variabel FIRST akan berisi \$08, SECOND akan berisi \$07, THIRD akan berisi \$06, FOURTH akan berisi \$05 dan FIFTH akan berisi \$04. Diagram alir subrutin ini terlihat pada gambar 4.5 diatas.

#### 4.3.4 Subrutin BCDTOHEX

Subrutin ini akan mengubah empat buah bilangan BCD menjadi heksadesimal. Subrutin ini digunakan untuk mengubah data karakter yang ditampilkan oleh seven segmen menjadi dua byte bilangan dalam format heksadesimal, agar lebih mudah untuk diolah lebih lanjut.



Subrutin ini disusun untuk menangani bilangan yang akan diubah dan bilangan hasil pengubahan yang diletakkan secara berurutan. Sebelum subrutin ini dipanggil, indeks register harus diisi dengan alamat awal dari memori penyimpanan tersebut. Diagram alir dari subrutin ini dapat dilihat pada gambar 4.6 berikut ini:



Gambar 4.6

Diagram Alir Subrutin BCDTOHEX

Cara konversi yang dipergunakan adalah mengalikan digit pertama dengan 1, mengalikan digit kedua dengan 10, mengalikan digit ketiga dengan 100, mengalikan digit keempat dengan 1000 dan kemudian menjumlahkan semua hasil kali tersebut dalam format

heksadesimal.

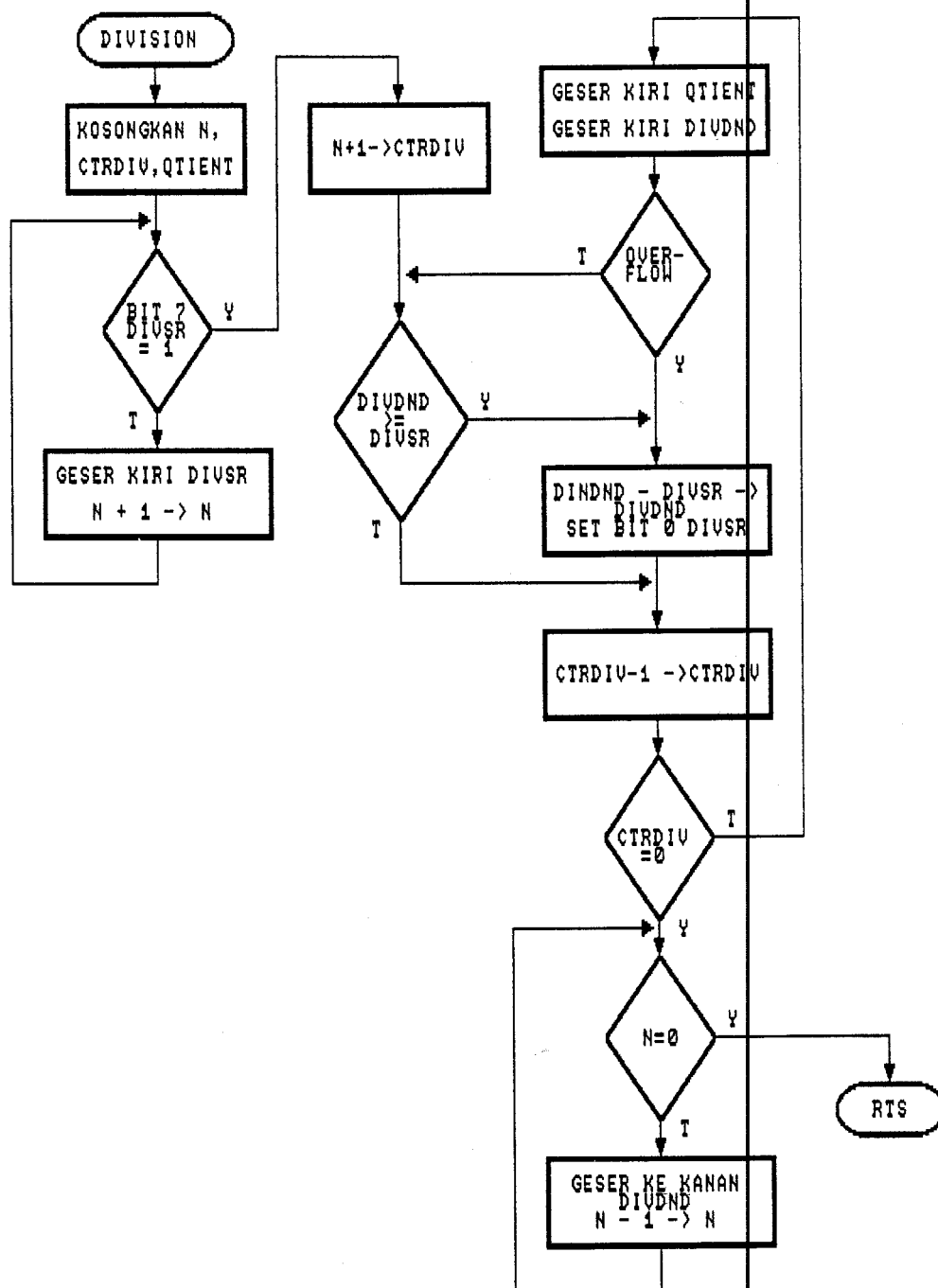
#### 4.3.5 Subrutin DIVISION

Subrutin ini dipergunakan untuk membagi 16 bit bilangan oleh 16 bit yang lain. Bilangan yang dibagi disimpan ke DIVDNDLO untuk byte rendah dan DIVDNDHI untuk byte tinggi, sedangkan bilangan pembagi disimpan ke DIVSRLO untuk byte rendah dan DIVSRHI untuk byte tinggi.

Hasil bagi akan disimpan di QTIENTLO dan QTIENTHI, sedangkan sisanya akan berada di DIVDNDHI dan DIVDNDLO dimana variabel ini sebelumnya dipergunakan untuk bilangan yang akan dibagi. Diagram alir dari subrutin ini dapat dilihat pada gambar 4.7.

Pertama kali dicek apakah MSB dari pembagi sama dengan 1, jika tidak maka pembagi digeser kekiri hingga MSB-nya adalah 1. Jumlah penggeseran ini disimpan ke dalam variabel N. Sesudah MSB dari pembagi sama dengan 1, maka harga N+1 disimpan ke dalam variabel CTRDIV yang berfungsi sebagai counter.

Setelah itu bilangan yang dibagi dibandingkan dengan pembagi (hasil penggeseran), jika bilangan yang dibagi lebih besar atau sama dengan pembagi maka LSB dari hasil bagi diubah menjadi 1 dan bilangan yang dibagi dikurangi dengan pembagi, isi CTRDIV dikurangi dengan satu. Jika bilangan yang dibagi lebih kecil dari



Gambar 4.7

Diagram Alir Subrutin DIVISION

pembagi maka isi CTRDIV langsung dikurangi dengan satu.

Jika CTRDIV belum berharga nol, maka hasil bagi dan bilangan yang dibagi digeser ke kiri. Jika terjadi *overflow* akibat penggeseran bilangan yang dibagi maka bilangan yang dibagi tersebut langsung dikurangi dengan satu. Jika tidak ada *overflow* maka dilakukan perbandingan antara bilangan yang dibagi dengan pembagi seperti di atas.

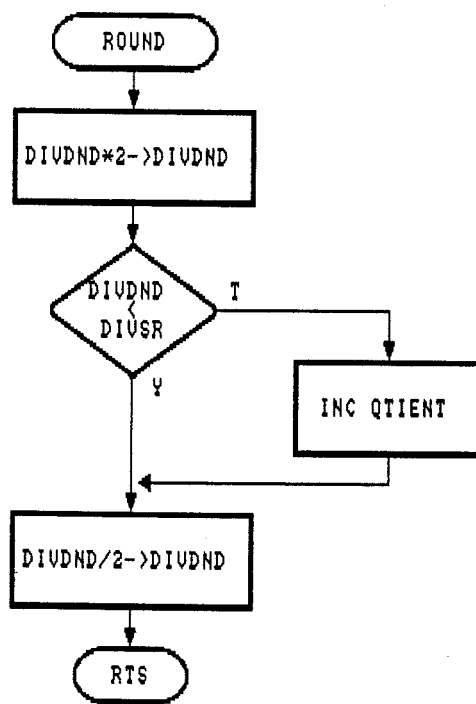
Demikian seterusnya sampai CTRDIV berubah menjadi nol. Langkah selanjutnya adalah menggeser ke kanan bilangan yang dibagi sebanyak N bit, hasil penggeseran ini adalah sisa dari pembagian.

#### 4.3.6 Subrutin ROUND

Subrutin ini dipergunakan untuk membulatkan hasil bagi dari suatu pembagian. Hasil bagi akan dibulatkan ke atas jika sisa pembagian yang disimpan dalam variabel DIVDND lebih besar dari setengah bilangan pembagi (disimpan dalam variabel DIVSR). Hasil bagi akan dibulatkan ke bawah jika sisa pembagian yang disimpan dalam variabel DIVDND lebih kecil dari setengah bilangan pembagi (disimpan dalam variabel DIVSR).

Diagram alir dari subrutin ini dapat dilihat pada gambar 4.8 di bawah.



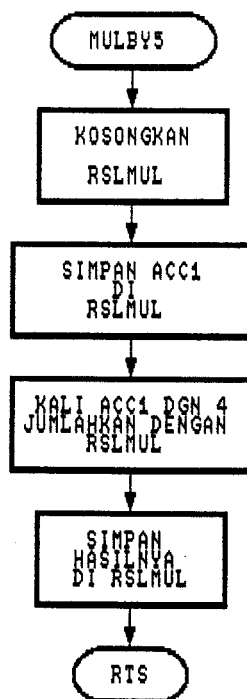


Gambar 4.8

Diagram Alir Subrutin ROUND

#### 4.3.7 Subrutin MULBY5

Subrutin ini akan mengalikan suatu bilangan dua byte dengan  $5_{10}$ . Bilangan yang akan dikali disimpan lebih dahulu di ACC1LO untuk byte rendah dan di ACC1HI untuk byte tinggi. Hasilnya akan berada pada RSLMULHI dan RSLMULLO. Diagram alir dari subrutin ini dapat dilihat pada gambar 4.9.



Gambar 4.9

## Diagram Alir Subrutin MULBY5

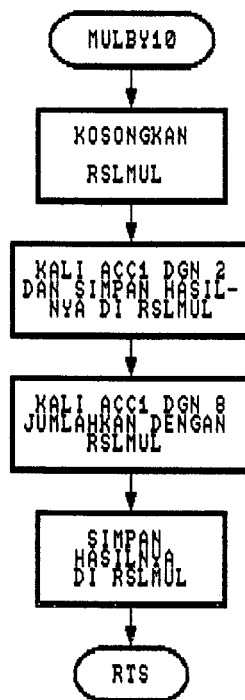
Dari persamaan  $5Y = (1+4) Y = Y + 4Y$  dapat disimpulkan bahwa perkalian suatu bilangan dengan 5 adalah hasil penjumlahan dari bilangan tersebut dan hasil kali bilangan tersebut dengan empat. Perkalian dengan 4 dilakukan dengan menggeser ke kiri 2 bit bilangan tersebut (*Logical Shift Left*).

## 4.3.8 Subrutin MULBY10

Subrutin ini berfungsi untuk mengalikan suatu bilangan 2 byte dengan  $10_{10}$ . Bilangan yang akan diubah disimpan terlebih dahulu di

ACC1LO untuk byte rendah dan di ACC1HI untuk byte tinggi. Hasilnya akan berada pada RSLMULHI dan RSLMULLO. Diagram alir dari subrutin ini dapat dilihat pada gambar 4.10 di bawah.

Dasar bagi cara pengalihan yang dipergunakan adalah persamaan  $10Y = (2+8) Y = 2Y + 8Y$ . Dari persamaan ini dapat disimpulkan bahwa perkalian suatu bilangan dengan 10 adalah hasil penjumlahan dari perkalian bilangan tersebut dengan 2 dan perkalian bilangan tersebut dengan delapan.



Gambar 4.10

Diagram Alir Subrutin MULBY10

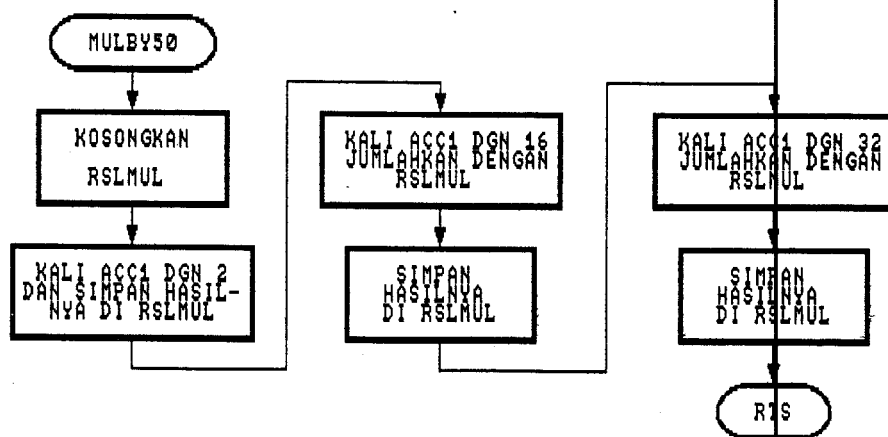
Perkalian dengan dua dilakukan dengan menggeser ke kiri 1 bit

bilangan tersebut (*Logical Shift Left*) dan perkalian dengan 8 dilakukan dengan menggeser ke kiri 3 bit bilangan tersebut (*Logical Shift Left*).

#### 4.3.9 Subrutin MULBY50

Subrutin ini berfungsi untuk mengalikan suatu bilangan 2 byte dengan  $50_{10}$ . Bilangan yang akan diubah disimpan terlebih dahulu di ACC1LO untuk byte rendah dan di ACC1HI untuk byte tertinggi. Hasilnya akan berada pada RSLMULHI dan RSLMULLO. Diagram alir dari subrutin ini dapat dilihat pada gambar 4.11 di bawah.

Dasar bagi cara pengalihan yang dipergunakan adalah persamaan



Gambar 4.11

Diagram Alir Subrutin MULBY50

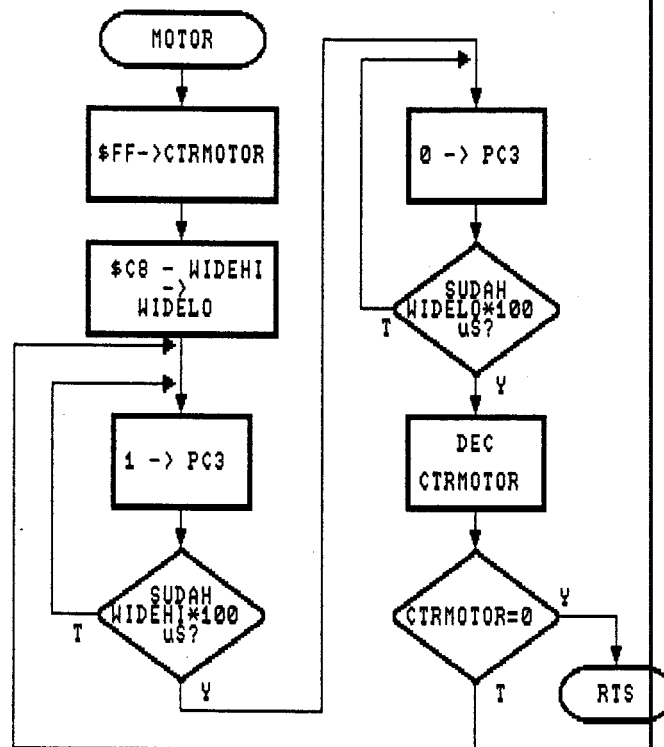
$50Y = (2+16+32)Y = 2Y + 16Y + 32Y$ . Dari persamaan ini dapat disimpulkan bahwa perkalian suatu bilangan dengan 50 adalah hasil penjumlahan dari hasil kali bilangan tersebut dengan dua dan hasil kali bilangan tersebut dengan delapan dan hasil kali bilangan tersebut dengan tigapuluh dua.

Perkalian dengan 2 dilakukan dengan menggeser ke kiri 1 bit bilangan tersebut (*Logical Shift Left*), perkalian dengan 16 dilakukan dengan menggeser ke kiri 4 bit bilangan tersebut (*Logical Shift Left*) dan perkalian dengan 32 dilakukan dengan menggeser ke kiri 5 bit bilangan tersebut (*Logical Shift Left*).

#### 4.3.10 Subrutin MOTOR

Subrutin ini akan menggerakkan motor servo ke posisi yang diinginkan dengan pemberian deretan pulsa melalui port PC3. Posisi motor servo ditentukan oleh lebar pulsa yang diberikan, frekuensi yang dipergunakan adalah 50 Hz. Diagram alir dari subrutin ini dapat dilihat pada gambar 4.12.

Dengan frekuensi tersebut akan diperoleh periode sebesar 20 ms, lebar pulsa *high* ditentukan oleh isi variabel WIDEHI dan lebar pulsa *low* merupakan selisih dari lebar periode dan lebar pulsa *high*. Isi variabel WIDEHI dan WIDELO akan dikali dengan 100 us untuk menentukan lebar pulsa yang bersangkutan.



Gambar 4.12

Diagram Alir Subrutin MOTOR

#### 4.4 SUBROUTIN PELAYANAN INTERUPSI

Ada dua buah subrutin pelayanan interupsi yang tersedia yakni subrutin pelayanan interupsi *timer* dan subrutin pelayanan interupsi *eksternal*. Pada bagian ini akan dibahas secara lebih

terperinci tiap subrutin pelayanan interupsi beserta diagram alirnya.

#### 4.4.1 Subrutin Pelayanan Interupsi Timer

Subrutin ini dipanggil setiap kali *counter* dari *timer* yang ada dalam mikrokontroler MC68705P3 turun mencapai nol. Karena *counter* ini terdiri dari 8 bit maka subrutin ini akan dipanggil setiap 256 *cycle* instruksi, tiap *cycle* instruksi ini lamanya 1  $\mu$ s. Selang waktu tersebut diperoleh dari perhitungan sebagai berikut:

$$\text{Frekuensi Osilator} = f_{\text{osc}} = 4 \text{ MHz}$$

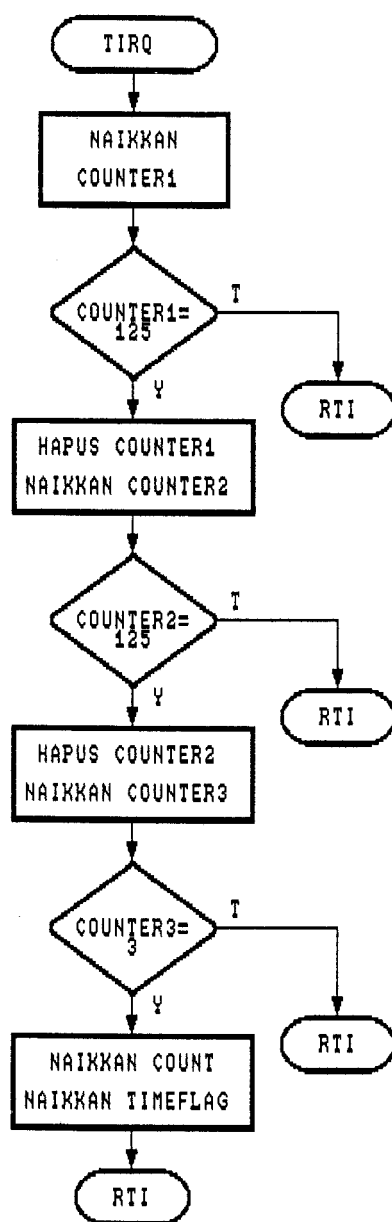
$$\text{Instruction Cycle Time} = 4/f_{\text{osc}} = 1 \mu\text{s}$$

Pada subrutin ini terdapat tiga buah *counter* yang dipergunakan untuk menentukan selang waktu selama 12 detik, yakni *counter1* dengan harga maksimum 125, *counter2* dengan harga maksimum 125 dan *counter3* dengan harga maksimum 3.

Pemilihan harga maksimum dari tiap *counter* tersebut adalah agar diperoleh selang waktu yang tepat sebesar 12 detik, dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\begin{aligned} t_{\text{total}} &= 3 \times 125 \times 125 \times 256 \mu\text{s} \\ &= 12 \text{ detik} \end{aligned}$$

Diagram alir subrutin Pelayanan Interupsi Timer terlihat pada gambar 4.13 di bawah.



Gambar 4.13

Diagram Alir Subrutin TIRQ



Subrutin ini menentukan lamanya proses yang dihitung dalam satuan menit. Untuk keperluan itu maka data yang tersimpan harus dikali terlebih dahulu dengan 5. Variabel waktu ini diperlukan untuk menghitung laju ultrafiltrasi yang diukur yakni volume ultrafiltrasi yang diukur dibagi dengan waktu pengukuran.

#### 4.4.2 Subrutin Pelayanan Interupsi Eksternal

Subrutin ini akan mengecek penyebab interupsi apakah bagian input atau output. Sinyal interupsi ini diberikan oleh bagian sensor baik input maupun output setiap kali sensor mengukur satu satuan volume. Subrutin akan menaikkan *counter* yang bersesuaian, yakni variabel INPUT dan OUTPUT.

Variabel-variabel ini bersama dengan variabel VOLUME yang merupakan faktor koreksi akan diolah lebih lanjut dalam penentuan volume ultrafiltrasi dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\text{VOLUME ULTRAFILTRASI} = \text{OUTPUT} + \text{VOLUME} - \text{INPUT}$$

dimana,

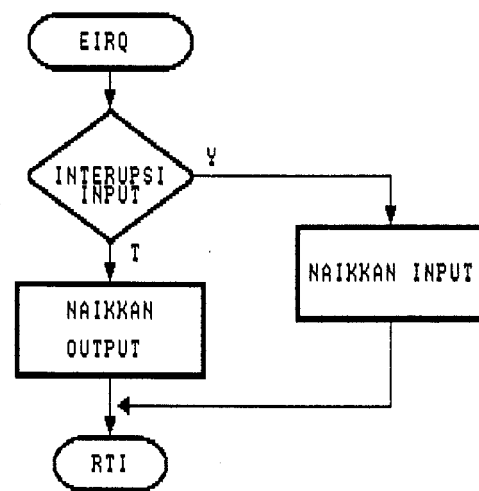
OUTPUT = volume cairan dialisat yang keluar dari dialyzer

VOLUME = faktor koreksi

INPUT = volume cairan dialisat yang masuk ke dialyzer

Data volume ultrafiltrasi ini dibagi dengan waktu untuk mendapatkan laju ultrafiltrasi hasil pengukuran.

Diagram alir dari subrutin pelayanan interupsi ini terlihat pada gambar 4.14 berikut:



Gambar 4.14  
Diagram Alir Subrutin EIRQ

## BAB V

### PENGUKURAN DAN PENGUJIAN

---

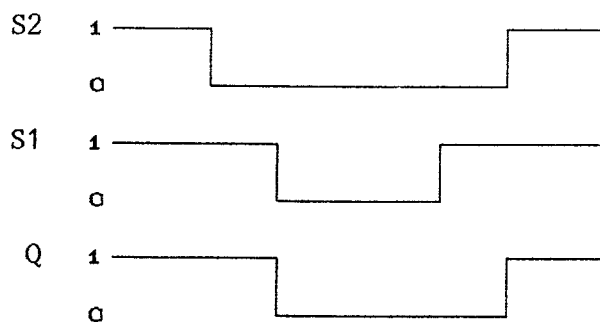
Pengujian terhadap alat ukur volume ultrafiltrasi yang dibuat ini dimaksudkan untuk mengetahui bekerja tidaknya fungsi-fungsi yang ada serta untuk mengukur kemampuan kerjanya.

Sesuai dengan hal itu, ada dua macam pengujian yang dilakukan yakni pengujian rangkaian yang dimaksudkan untuk mengetahui bekerja tidaknya fungsi-fungsi yang ada, serta pengujian sistem untuk mengukur kemampuan kerjanya.

#### 5.1 PENGUJIAN RANGKAIAN

Pengujian ini dilakukan dengan memberikan simulasi sinyal-sinyal yang dihasilkan oleh sensor gelas ukur. Seperti telah dijelaskan sebelumnya ada dua buah sinyal yang dihasilkan oleh sensor, yakni sinyal S1 (sensor ketinggian maksimum) dan sinyal S2 (sensor ketinggian minimum).

Air yang mengalir mengisi gelas ukur dan kemudian dikeluarkan jika telah mencapai ketinggian maksimum akan menghasilkan sinyal S1 dan S2 dengan diagram waktu sebagai berikut:



Gambar 5.1

Sinyal-sinyal yang dihasilkan sensor volume

Sinyal-sinyal tersebut disimulasikan dengan beberapa buah *one-shot multivibrator* dan diberikan kepada rangkaian, sehingga dengan ini dapat diketahui bekerja tidaknya fungsi-fungsi yang ada pada alat ukur volume ultrafiltrasi ini tanpa melewati air pada sensor gelas ukur.

Ada tiga buah *module* yang diberi sinyal-sinyal tersebut yakni *module* A, B dan D. Dimana masing-masing adalah *module* bagi air, konsentrat dan cairan yang keluar dari ginjal buatan.

Seperti telah dijelaskan sebelumnya pada saat awal hanyalah bagian masukan yang menghasilkan sinyal interupsi kepada mikrokontroller dan jika cairan telah mencapai keluaran maka jumlah cairan yang telah melewati bagian masukan disimpan sebagai faktor koreksi dalam variabel VOLUME. Jumlah cairan yang melewati bagian masukan disimpan dalam variabel INPUT, jumlah cairan yang melewati bagian keluaran disimpan dalam variabel OUTPUT.

Untuk mempermudah pengecekan variabel-variabel tersebut jika kita menekan tombol yang bersesuaian maka pada display akan ditampilkan isi variabelnya. Setelah kurang lebih empat detik maka mikrokontroler akan menampilkan volume ultrafiltrasi pada display.

Volume ultrafiltrasi dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut:

$$\text{VOLUME ULTRAFILTRASI} = \text{OUTPUT} + \text{VOLUME} - \text{INPUT}$$

dimana,

OUTPUT = volume cairan dialisat yang keluar dari dialyzer

VOLUME = faktor koreksi

INPUT = volume cairan dialisat yang masuk dialyzer

Selain itu dapat pula ditampilkan variabel data masukan yakni volume ultrafiltrasi yang dikehendaki, waktu penarikan serta lajunya yang merupakan volume ultrafiltrasi tersebut dibagi dengan waktu. Variabel lain yang dapat ditampilkan adalah waktu lamanya proses serta laju hasil pengukuran yang merupakan hasil bagi volume ultrafiltrasi hasil pengukuran dibagi dengan waktunya.

Berikut adalah data-data hasil pengujian dengan data masukan dan sinyal-sinyal untuk simulasi yang berbeda-beda. Tabel data ini memuat pula isi variabel-variabel yang telah disebutkan diatas.

Tabel 5.1

## Data-data Hasil Pengujian Rangkaian I

FAKTOR KOREKSI(VOLUME) = 50 ml

NO.	COUNTER A	COUNTER B	COUNTER D	WAKTU	INPUT	OUTPUT	UF	COUN	UFRATE
1	1	0	3	00:00:12	1	1	50	1	1250
2	2	0	3	00:01:00	2	3	100	5	500
3	3	0	5	00:01:48	3	5	150	9	417
4	5	0	6	00:02:24	5	6	100	12	208
5	7	0	8	00:03:24	7	8	100	17	147
6	7	0	9	00:04:24	7	9	150	22	170
7	9	0	11	00:05:00	9	11	150	25	150
8	11	0	13	00:05:48	11	13	150	29	129
9	12	0	15	00:06:12	12	15	200	31	161
10	12	0	16	00:07:24	12	16	250	37	169
11	14	0	18	00:08:00	14	18	250	40	156
12	16	0	19	00:08:24	16	19	200	42	119
13	16	0	21	00:09:00	16	21	300	45	167
14	18	0	23	00:09:36	18	23	300	48	156
15	19	0	24	00:10:00	19	24	300	50	150
16	22	0	26	00:10:36	22	26	250	53	118
17	23	0	28	00:11:24	23	28	300	57	132
18	24	0	29	00:12:12	24	29	300	61	123
19	24	0	30	00:12:36	24	30	350	63	139
20	26	0	32	00:13:12	26	32	350	66	133
21	26	0	33	00:13:48	26	33	400	69	145
22	28	1	35	00:14:24	29	35	350	72	122
23	28	1	37	00:15:00	29	37	450	75	150
24	30	1	40	00:15:24	31	40	500	77	162
25	31	1	41	00:16:00	32	41	500	80	156
26	33	1	44	00:16:36	34	44	550	83	166
27	36	1	46	00:17:00	37	46	500	85	147
28	38	1	47	00:17:36	39	47	450	88	128
29	39	1	49	00:18:12	40	49	500	91	137
30	40	1	50	00:18:48	41	50	500	94	133
31	43	1	53	00:19:36	44	53	500	98	128
32	45	1	56	00:20:00	46	56	550	100	138
33	46	1	58	00:20:48	47	58	600	104	144
34	48	1	60	00:21:12	49	60	600	106	142
35	49	1	62	00:21:48	50	62	650	109	149
36	52	1	65	00:22:24	53	65	650	112	145
37	55	1	68	00:23:24	56	68	650	117	139
38	56	2	71	00:23:48	58	71	700	119	147
39	58	2	72	01:24:36	60	72	650	123	132

Tabel 5.2  
Data-data Hasil Pengujian Rangkaian II

FAKTOR KOREKSI(VOLUME) = 150 ml

NO.	COUNTER A	COUNTER B	COUNTER D	WAKTU	INPUT	OUTPUT	UF	COUN	UFRATE
1	1	0	3	00:00:12	1	3	250	1	6250
2	3	0	5	00:00:48	3	5	250	4	1563
3	6	0	7	00:01:12	6	7	200	6	833
4	9	0	10	00:01:48	9	10	200	9	556
5	10	0	12	00:02:12	10	12	250	11	568
6	13	0	15	00:03:00	13	15	250	15	417
7	15	0	17	00:03:36	15	17	250	18	347
8	16	0	18	00:04:00	16	18	250	20	313
9	18	0	20	00:04:36	18	20	250	23	272
10	20	0	24	00:05:24	20	21	200	27	185
11	22	0	24	00:06:12	22	24	250	31	202
12	24	0	26	00:07:36	24	26	250	38	164
13	24	0	29	00:08:24	24	29	400	42	238
14	25	0	31	00:08:48	25	31	450	44	256
15	27	0	33	00:09:48	27	33	450	49	230
16	28	1	37	00:10:24	29	37	550	52	264
17	33	1	39	00:11:36	34	39	400	58	172
18	37	1	42	00:11:48	38	42	350	59	148
19	39	1	44	00:12:24	40	44	350	62	141
20	42	1	47	00:13:00	43	47	350	65	135
21	46	1	50	00:13:48	47	50	300	69	108
22	48	1	54	00:14:36	49	54	400	73	137
23	52	1	58	00:15:12	53	58	400	76	132
24	53	1	59	00:15:48	54	59	400	79	127
25	55	1	61	00:16:48	56	61	400	84	119
26	56	1	64	00:17:48	57	64	500	89	140
27	59	1	66	00:18:36	60	66	450	93	121
28	61	1	68	00:19:24	62	68	450	97	116
29	62	2	71	00:20:48	64	71	500	104	120
30	64	2	75	00:21:36	66	75	600	108	139
31	66	2	80	00:22:48	68	80	750	114	164
32	70	2	84	00:23:24	72	84	750	117	160
33	71	2	87	00:24:00	73	87	850	120	177
34	74	2	92	00:24:36	76	92	950	123	193
35	75	2	94	00:25:12	77	94	1000	126	198
36	79	2	98	00:25:48	81	98	1000	129	194
37	81	2	101	00:26:12	83	101	1050	131	200
38	85	3	105	00:26:48	88	105	1000	134	187
39	87	3	106	01:27:24	90	106	950	137	173

## 5.2 PENGUJIAN SISTEM

Pengujian ini dilakukan untuk mengukur kemampuan kerja dari alat ukur volume ultrafiltrasi yang dibuat. Berbeda dengan pengujian sebelumnya, dalam pengujian ini sistem dipasang secara lengkap seperti telah dijelaskan pada bab sebelumnya dan air dialirkan ke dalamnya.

Pada pengujian ini tidaklah digunakan rangkaian penghasil sinyal untuk mensimulasikan sinyal-sinyal yang berasal dari sensor seperti pada pengujian sebelumnya, melainkan sinyal-sinyal tersebut dihasilkan oleh sensor akibat air yang mengalir melalui gelas ukur. Akibatnya sinyal-sinyal tersebut tidak dapat diatur dengan bebas.

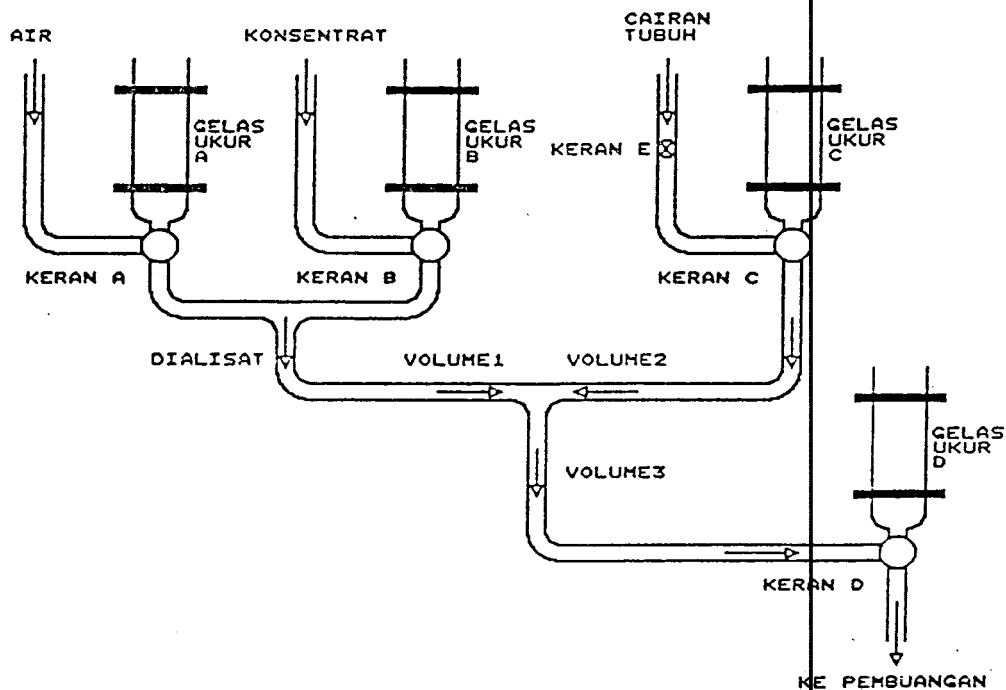
Seperti pada pengujian sebelumnya untuk mempermudah pengecekan maka pada perangkat lunak mikrokontroler ditambahkan bagian untuk setiap saat jika diinginkan isi dari variabel-variabel penting yang disimpan oleh mikrokontroler dapat ditampilkan dengan menekan tombol-tombol tertentu pada keypad.

Berbeda dengan pengujian rangkaian yang hanya menguji rangkaian tanpa mengalirkan air ke dalam sistem, sehingga tidak dapat diuji sinyal umpan balik yang dihasilkan oleh sistem. Maka di sini dapat diketahui pengaruh dari sinyal umpan balik tersebut untuk mengatur laju ultrafiltrasi agar diperoleh volume



ultrafiltrasi seperti yang diinginkan pada data masukan. Dalam hal ini dimodelkan oleh keran E yang mengatur pengaliran cairan ke gelas ukur C.

Demi jelasnya maka susunan dari sistem dalam pengujian ini dicantumkan kembali dalam gambar 5.2 berikut:



Gambar 5.2  
Susunan Sistem

Berikut merupakan data-data hasil pengujian dengan data masukan yang berbeda-beda. Tabel data ini memuat isi variabel penting dan data yang tercatat oleh *counter*.

Tabel 5.3

## Data-data Hasil Pengujian Sistem I

DATA MASUKAN VOLUME = 600 ml

DATA MASUKAN WAKTU = 60 MENIT

NO.	COUNTER A	COUNTER B	COUNTER C	COUNTER D	WAKTU	INPUT	OUTPUT	UF	COUNT	UFRATE*5
1	2	0	0	0	00:02:12	2	0	0	11	0
2	2	0	1	2	00:03:00	2	2	50	15	83
3	3	0	1	3	00:03:48	3	3	50	19	63
4	4	0	2	5	00:06:12	4	5	100	31	83
5	5	0	2	6	00:07:36	5	6	100	38	63
6	5	0	3	7	00:08:36	5	7	150	43	94
7	6	0	3	8	00:09:36	6	8	150	48	83
8	7	0	4	10	00:11:48	7	10	200	59	83
9	8	0	4	11	00:13:12	8	11	200	66	77
10	9	0	4	12	00:14:48	9	12	200	74	67
11	10	0	4	13	00:16:24	10	13	200	82	63
12	11	0	4	14	00:18:00	11	14	200	90	56
13	12	0	4	15	00:19:36	12	15	200	98	50
14	13	0	4	16	00:21:12	13	16	200	106	48
15	14	0	4	17	00:22:48	14	17	200	114	43
16	15	0	5	19	00:24:36	15	19	250	123	50
17	16	0	5	20	00:26:12	16	20	250	131	48
18	17	0	6	22	00:28:24	17	22	300	142	54
19	18	0	6	23	00:29:36	18	23	300	148	52
20	19	0	7	25	00:31:24	19	25	350	157	56
21	21	0	8	28	00:35:00	21	28	400	175	57
22	22	0	8	29	00:35:48	22	29	400	179	56
23	23	0	8	30	00:37:24	23	30	400	187	54
24	24	0	9	32	00:38:24	24	32	450	192	59
25	25	0	9	33	00:39:12	25	33	450	196	58
26	26	0	9	34	00:40:48	26	34	450	204	56
27	27	0	9	35	00:42:00	27	35	450	210	54
28	28	0	9	36	00:43:48	28	36	450	219	51
29	29	0	9	37	00:45:24	29	37	450	227	50
30	30	0	9	38	00:47:00	30	38	450	235	48
31	31	0	9	39	00:48:36	31	39	450	243	46
32	31	0	9	39	00:50:12	31	39	450	251	45
33	32	0	10	41	00:52:12	32	41	500	261	49
34	33	0	10	42	00:53:24	33	42	500	267	48
35	33	0	10	42	00:54:12	33	42	500	271	47
36	34	0	11	44	00:55:48	34	44	550	279	51
37	34	0	11	44	00:56:36	34	44	550	283	49
38	35	1	12	47	00:58:36	36	47	600	293	53
39	35	1	12	47	01:00:00	36	47	600	300	47

Tabel 5.4  
Data-data Hasil Pengujian Sistem II

DATA MASUKAN VOLUME = 800 ml

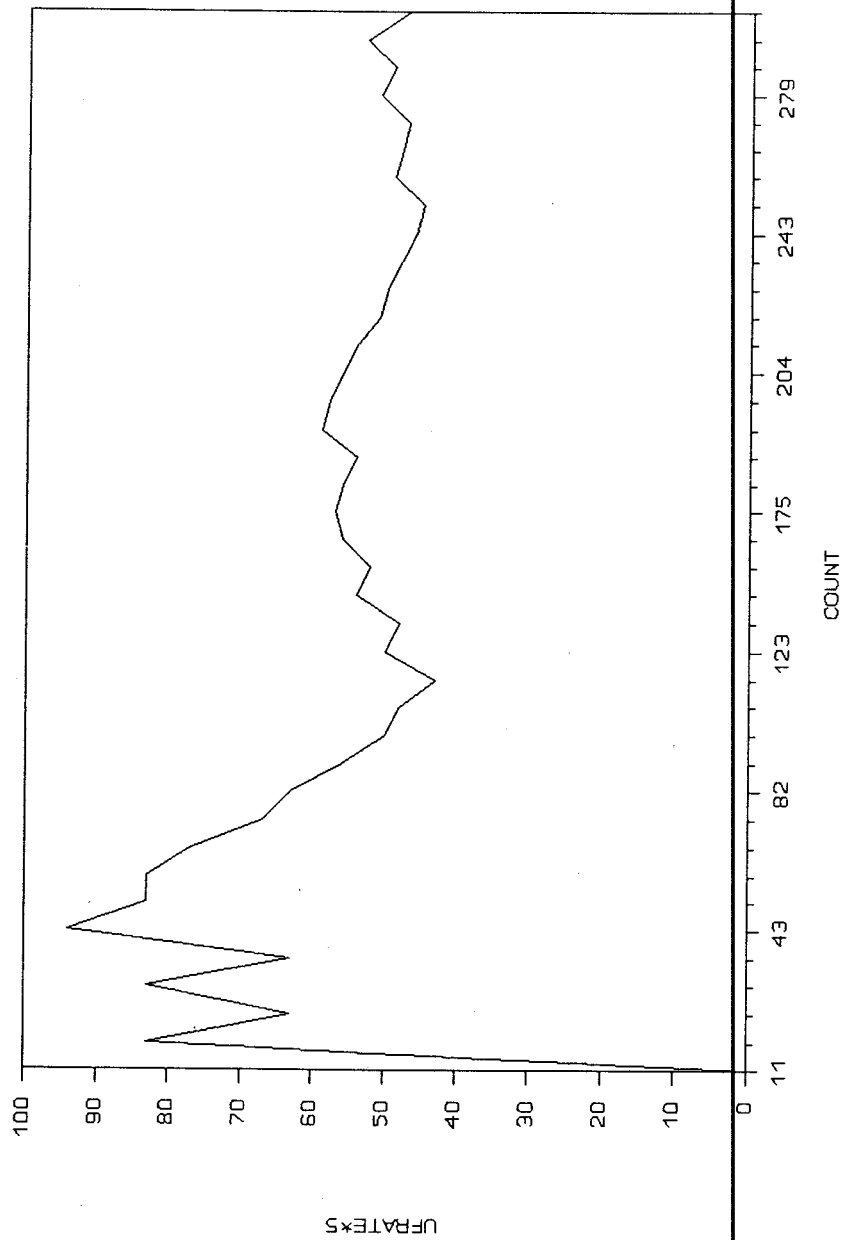
DATA MASUKAN WAKTU = 60 MENIT

NO.	COUNTER A	COUNTER B	COUNTER C	COUNTER D	WAKTU	INPUT	OUTPUT	UF	COUNT	UF RATE*5
1	2	0	0	0	00:02:24	2	0	0	0	0
2	2	0	1	2	00:03:12	2	2	50	16	83
3	3	0	1	3	00:04:36	3	3	50	23	63
4	3	0	2	4	00:05:24	3	4	100	27	100
5	4	0	2	5	00:06:12	4	5	100	31	83
6	4	0	3	6	00:07:24	4	6	150	37	107
7	5	0	3	7	00:08:12	5	7	150	41	94
8	6	0	3	8	00:09:48	6	8	150	49	75
9	6	0	4	9	00:10:36	6	9	200	53	100
10	7	0	4	10	00:12:00	7	10	200	60	83
11	8	0	4	11	00:13:36	8	11	200	68	77
12	8	0	5	12	00:14:36	8	12	250	73	89
13	9	0	5	13	00:15:24	9	13	250	77	83
14	10	0	5	14	00:16:48	10	14	250	84	74
15	11	0	5	15	00:18:12	11	15	250	91	69
16	12	0	5	16	00:19:48	12	16	250	99	66
17	13	0	5	17	00:21:00	13	17	250	105	60
18	14	0	5	18	00:22:00	14	18	250	110	57
19	15	0	6	20	00:24:24	15	20	300	122	63
20	17	0	6	22	00:27:24	17	22	300	137	58
21	18	0	7	24	00:28:36	18	24	350	143	60
22	19	0	8	26	00:31:00	19	26	400	155	65
23	19	0	9	27	00:32:00	19	27	450	160	70
24	21	0	9	29	00:33:48	21	29	450	169	66
25	22	0	10	31	00:36:12	22	31	500	181	69
26	23	0	10	32	00:37:24	23	32	500	187	68
27	23	0	11	33	00:38:24	23	33	550	192	72
28	23	0	12	34	00:40:12	23	34	600	201	77
29	24	0	12	35	00:44:12	24	35	600	221	75
30	26	0	13	38	00:45:24	26	38	650	227	79
31	27	0	14	40	00:46:36	27	40	700	233	80
32	28	0	14	41	00:48:12	28	41	700	241	78
33	29	0	14	42	00:49:48	29	42	700	249	76
34	30	0	15	44	00:51:12	30	44	750	256	73
35	31	0	15	45	00:52:48	31	45	750	264	70
36	32	0	15	46	00:54:24	32	46	750	272	69
37	33	0	15	47	00:57:00	33	47	750	285	66
38	34	0	16	49	00:58:36	34	49	800	293	65
39	35	1	16	51	01:00:00	36	51	800	300	63

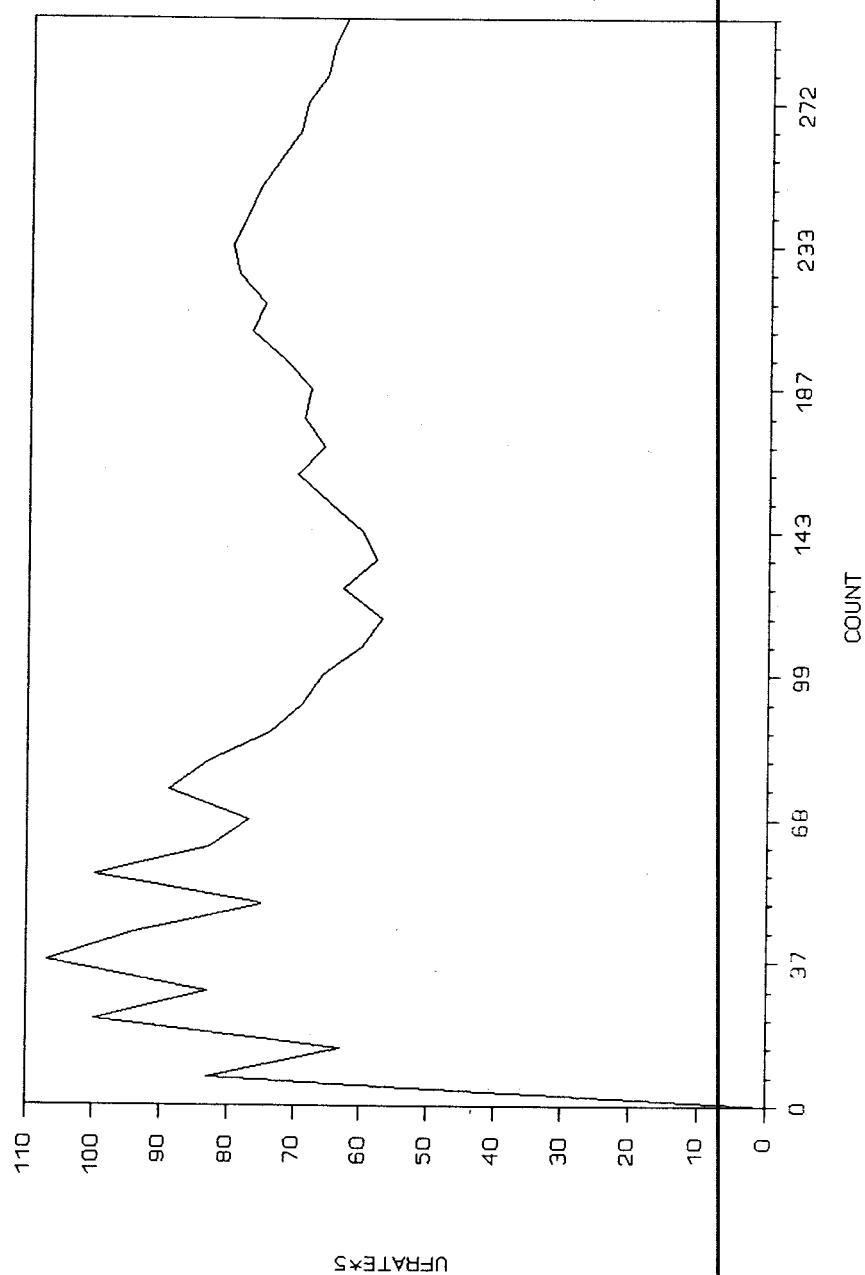
Di bawah ini diberikan sedikit keterangan mengenai variabel-variabel yang terdapat di dalam tabel 5.1 sampai tabel 5.4.

- COUNTER A : menunjukkan berapa banyak cairan yang telah melalui gelas ukur A (satuan 50 ml)
- COUNTER B : menunjukkan berapa banyak cairan yang telah melalui gelas ukur B (satuan 50 ml)
- COUNTER C : menunjukkan berapa banyak cairan yang telah melalui gelas ukur C (satuan 50 ml)
- COUNTER D : menunjukkan berapa banyak cairan yang telah melalui gelas ukur D (satuan 50 ml)
- WAKTU : menunjukkan waktu yang kita ukur
- INPUT : menunjukkan berapa banyak cairan dialisat yang masuk ke ginjal buatan
- OUTPUT : menunjukkan berapa banyak cairan dialisat yang keluar dari ginjal buatan
- UF : menunjukkan hasil perhitungan cairan tubuh yang telah ditarik selama proses
- COUNT : menunjukkan waktu yang diukur oleh alat
- $UF \times 5$  : hasil perhitungan laju ultrafiltrasi, dimana perkalian dengan lima dipergunakan untuk meningkatkan ketelitian.

Berikut adalah grafik dari data yang terdapat pada tabel hasil pengujian sistem yakni  $UF \times 5$  terhadap COUNT:



Gambar 5.3  
Grafik Hasil Pengujian Sistem I



Gambar 5.4  
Grafik Hasil Pengujian Sistem II

## BAB VI

### PENUTUP

---

#### 6.1 KESIMPULAN

Setelah dilakukan pengujian baik pengujian rangkaian maupun pengujian sistem, beberapa kesimpulan yang dapat diambil adalah sebagai berikut:

1. Spesifikasi tentang data masukkan dan display alat:
  - data masukkan volume : 9999 ml (maks)
  - data masukkan waktu : 9999 menit (maks)
  - satuan volume ultrafiltrasi : mililiter/cc
2. Spesifikasi tentang kemampuan alat:
  - laju cairan : 30 ml/menit (maks)
  - kesalahan mutlak : 100 ml (maks)
  - waktu penyesuaian : 60 menit (maks)
3. Pengujian sistem menunjukkan bahwa alat ukur ini hanya mampu mengalirkan cairan dengan laju 30 cc/menit (maks). Untuk menambah laju maksimal dapat diatasi dengan penggunaan keran yang lebih besar dan penggunaan pompa tambahan.
4. Pemberian sinyal umpan balik kepada mesin hemodialisa harus

disesuaikan dengan sistem pengaturan laju penarikan cairan dari mesin yang bersangkutan. Sistem penarikan cairan ini pada pengujian diwakili oleh pengaturan bukaan keran.

5. Dari tabel dan grafik yang diperoleh dari pengujian sistem, kita dapatkan bahwa hasil akhir dari volume dan waktu penarikan cairan hampir mendekati yang diharapkan. Adanya sedikit kesalahan dikarenakan kurang presisinya gelas ukur yang dipakai, serta agak lambatnya respon motor servo penggerak keran untuk menutup dan membuka keran.

## 6.2 SARAN-SARAN

Beberapa saran yang mungkin berguna bagi pengembangan lebih lanjut dari alat ukur volume ultrafiltrasi ini:

1. Menambahkan kemampuan untuk menangani jumlah tahap yang lebih banyak dalam ultrafiltrasi dengan volume dan waktu yang berbeda untuk tiap tahap dan kemampuan untuk menghentikan perhitungan jika proses hemodialisa dihentikan untuk sementara misalnya jika perlu diadakan penggantian *blood line* atau *dialyzer*.
2. Menambahkan fasilitas *interface* ke IBM PC sehingga dapat diperoleh perhitungan maupun pengolahan data yang lebih maksimal dan teliti lagi. Contoh perhitungan yang dapat ditingkatkan disini adalah perhitngan laju ultrafiltrasi dan



contoh pengolahan data misalnya penampilan data-data dalam bentuk grafik.

3. Pencarian metode pengukuran dan alat ukur yang lebih teliti dan dengan spesifikasi yang lebih sesuai, sehingga selain dapat diperoleh hasil yang lebih presisi tetapi dapat juga diterapkan ke mesin hemodialisa sesungguhnya.
4. Dengan dilakukan pengubahan, metode pengukuran volume secara langsung ini dapat diterapkan dalam bidang-bidang lain, misalnya pertanian dan laboratorium.

## DAFTAR PUSTAKA

- 
1. Drukker, William., "REPLACEMENT OF RENAL FUNCTION BY DIALYSIS", Martinus Nijhoff Publishers, Boston, 1983.
  2. Coughlin, Robert. F., "OPERATIONAL AMPLIFIER AND LINEAR INTEGRATED CIRCUITS", Prentice-Hall Inc., New Jersey, 1987.
  3. Hall, Douglas. V., "MICROPROCESSORS AND INTERFACING PROGRAMMING AND HARDWARE", McGraw-Hill, Singapore, 1986.
  4. Hall, Douglas. V., "MICROPROCESSOR AND DIGITAL SYSTEM", McGraw-Hill, Singapore, 1983.
  5. Lee, Samuel. C., "DIGITAL CIRCUITS AND LOGIC DESIGN", Prentice Hall Inc., India, 1976.
  6. Rully Roesli M.A., "RENAL REPLACEMENT THEORY", Makalah Temu Ilmiah Persatuan Alumnus Sekolah Perawat Advent, Bandung, 1988.
  7. Sandige, Richard. S., "DIGITAL CONCEPTS USING STANDARD INTEGRATED CIRCUITS", McGraw-Hill, Kogakhusa, 1978.
  8. Ishak S. dan Moh. Yogiantoro, "HEMODIALYSIS", Makalah Fakultas Kedokteran UNAIR, Surabaya, 1987.
  9. Webster, John. G., "MEDICAL INSTRUMENTATION", Houghton

Mifflin, Boston, 1978.

10. -----, "GAMBRO AK-10 SYSTEM SERVICE MANUAL", Gambro AB,  
Sweden.

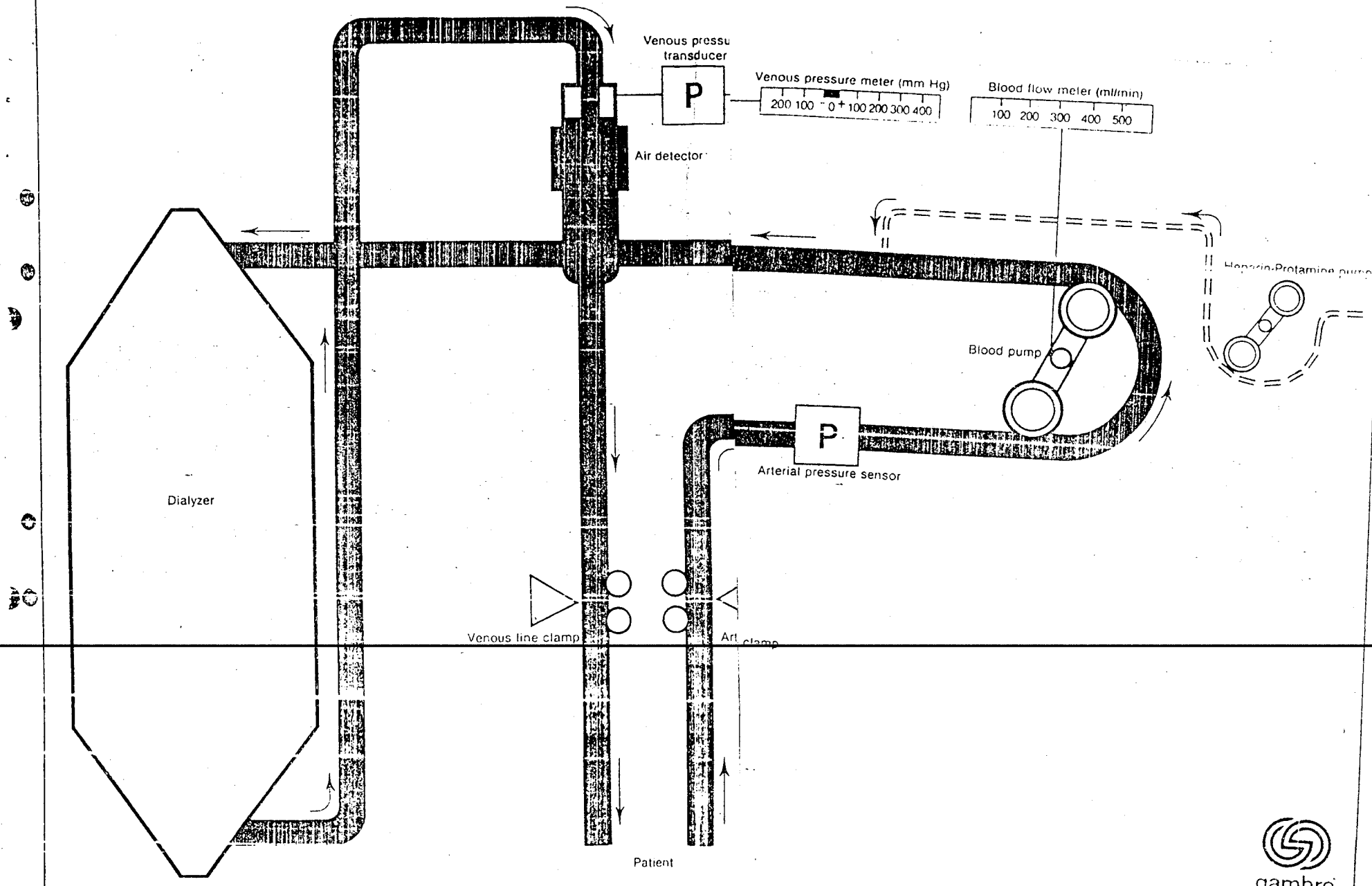
11. -----, "GAMBRO AK-10 SYSTEM USERS MANUAL", Gambro AB,  
Sweden.

12. -----, "MOTOROLA MICROPROCESSOR DATA MANUAL", Motorola  
Inc., Austin, Texas, 1981.

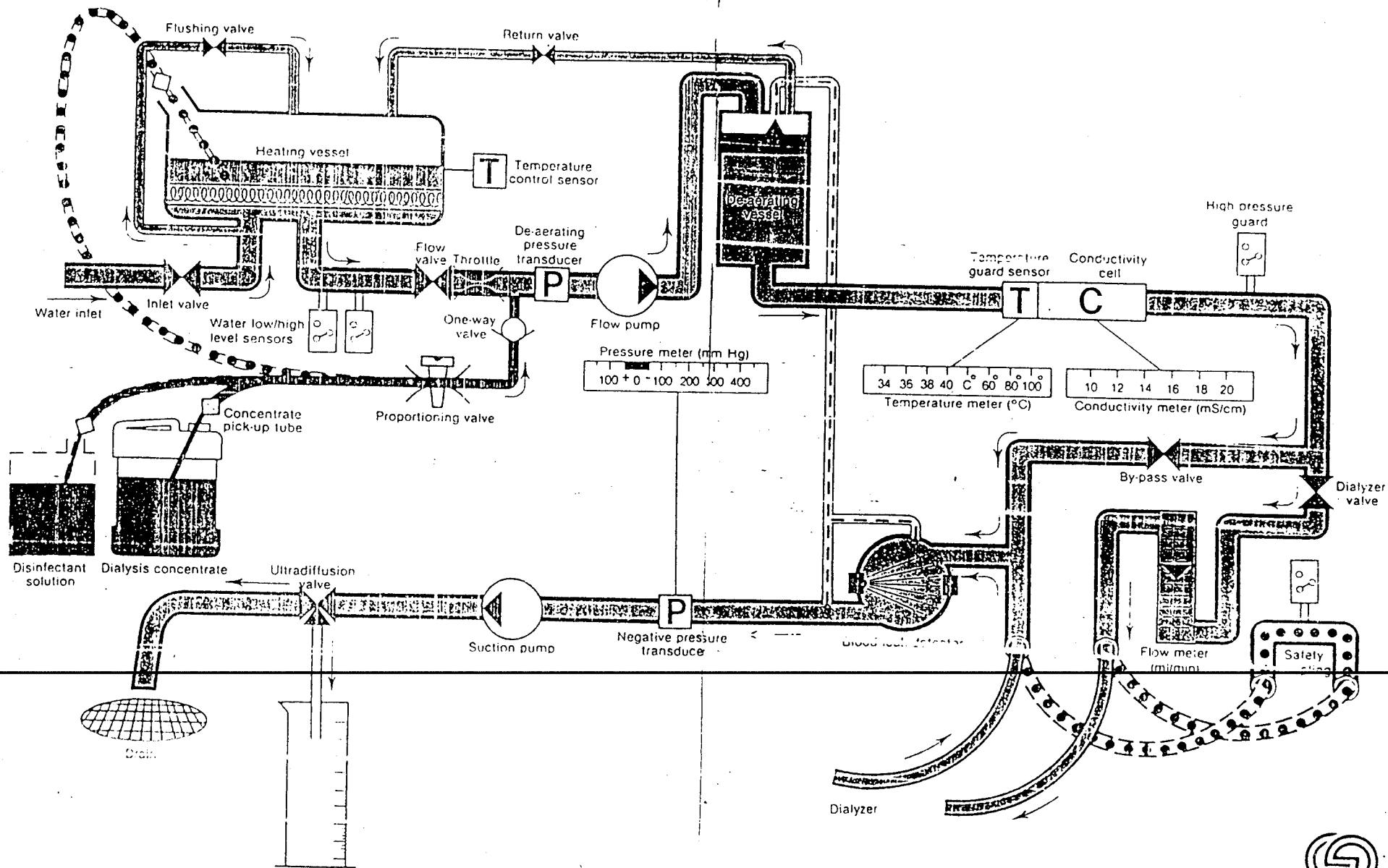
13. -----, "M6805 FAMILY USERS MANUAL", Motorola Inc., Texas, 1981.

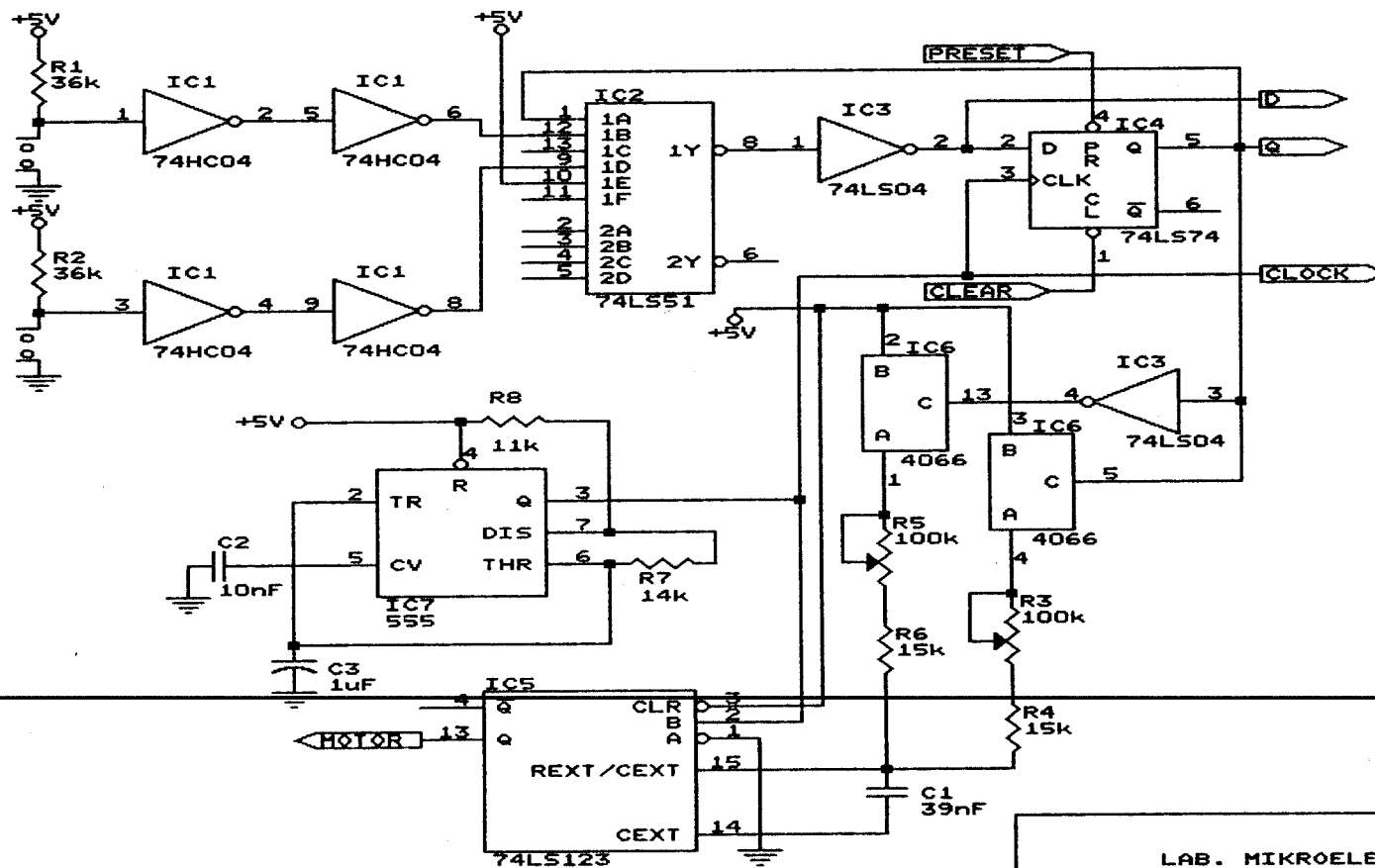
14. -----, "TTL DATA BOOK", Texas Instruments Inc., Texas,  
1981.

# Blood monitor BMM 10-1, flow diagram



# Fluid monitor UDM 10-1, flow diagram





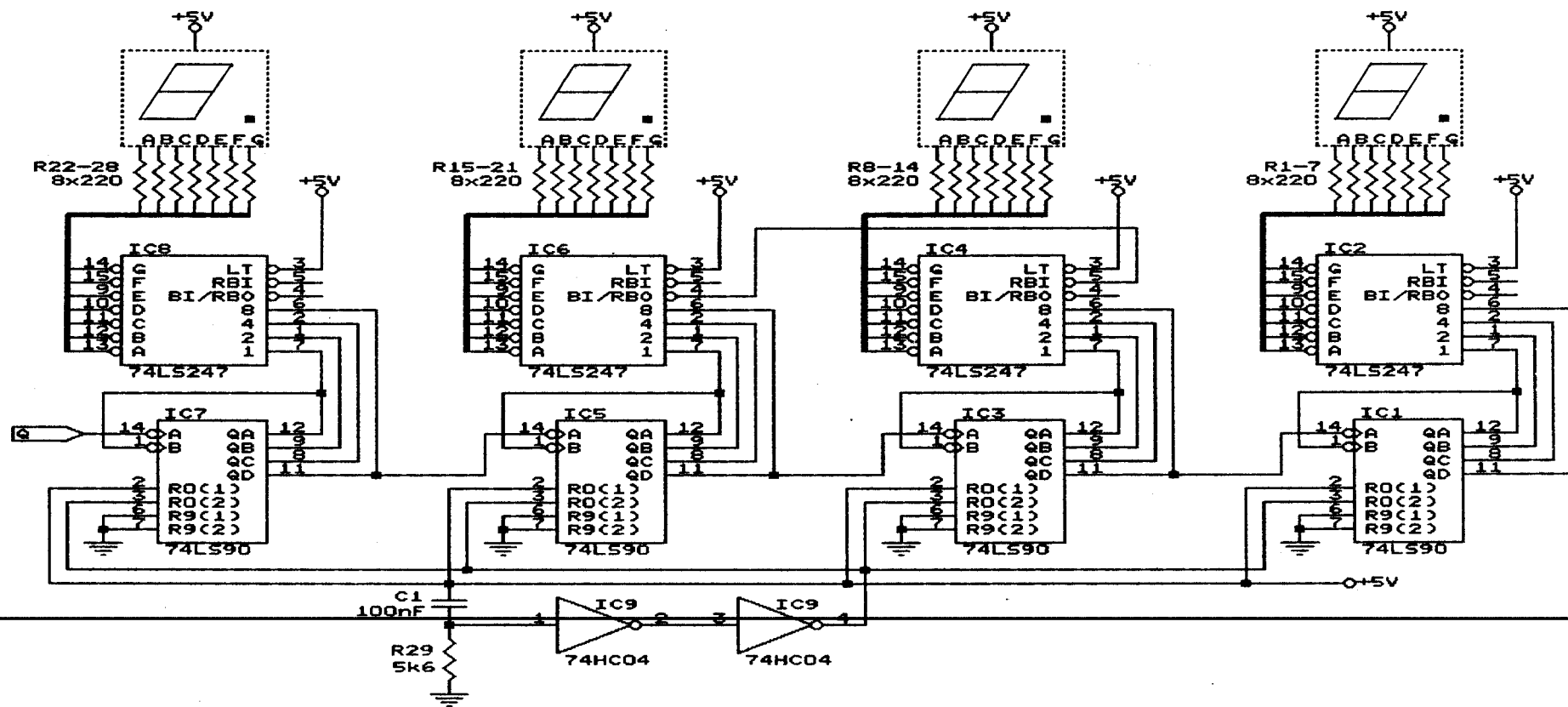
LAB. MIKROELEKTRONIKA - ITS  
TUGAS AKHIR  
IWAN SANTOSO  
E28 - 1090

Title	MODULE	REV
Size Document Number	A	LAMPIRAN C-1
Date: December 19, 1994	Sheet	1 of 4









LAB. MIKROELEKTRONIKA - ITS  
TUGAS AKHIR  
IWAN SANTOSO  
E28 - 1090

Title

COUNTER

Size Document Number

REV

A LAMPIRAN C-4

Date: December 19, 1994 Sheet 4 of 4

\*\*\*\*\*  
;\* PENGGUNAAN MC68705P3 SEBAGAI MODEL ALAT UKUR ULTRAFILTRASI \*  
;\*                                   oleh: IWAN SANTOSO                                   \*  
;\*                                   2882201090                                       \*  
;\*                   JURUSAN TEKNIK ELEKTRO - ITS SURABAYA                       \*  
\*\*\*\*\*

-----  
; PEMBERIAN NAMA ALAMAT-ALAMAT UTAMA  
-----

PORTA       EQU \$0000  
PORTB       EQU \$0001  
PORTC       EQU \$0002  
DDRA        EQU \$0004  
DDRB        EQU \$0005  
DDRC        EQU \$0006  
TDR         EQU \$0008  
TCR         EQU \$0009

-----  
; VARIABEL YANG DIPERGUNAKAN  
-----

ORG \$0010

DSPBUF     DB \$00  
            DB \$00  
            DB \$00  
            DB \$00  
XDSPBUF    DB \$00

LAMPIRAN D-2

CTRDSP	DB \$00
SCANNER	DB \$00
KEYDATA	DB \$00
INDEX	DB \$00
CTRDLY1	DB \$00
CTRDLY2	DB \$00
XFLG	DB \$00
UNIT	DB \$00
XDATA	DB \$00
CCINHI	DB \$00
CCINLO	DB \$00
MNTINHI	DB \$00
MNTINLO	DB \$00
RSLMULHI	DB \$00
RSLMULLO	DB \$00
ACC1HI	DB \$00
ACC1LO	DB \$00
COUNTER1	DB \$00
COUNTER2	DB \$00
COUNTER3	DB \$00
ACC2HI	DB \$00
ACC2LO	DB \$00
FIRST	DB \$00
SECOND	DB \$00
THIRD	DB \$00
FOURTH	DB \$00
FIFTH	DB \$00
DIVSRHI	DB \$00
DIVSRLO	DB \$00
DIVDNDHI	DB \$00
DIVDNDLO	DB \$00

QTIENTHI	DB	\$00
QTIENTLO	DB	\$00
CTRDIV	DB	\$00
N	DB	\$00
INPUTHI	DB	\$00
INPUTLO	DB	\$00
OUTPUHI	DB	\$00
OUTPUTLO	DB	\$00
VOLUMEHI	DB	\$00
VOLUMELO	DB	\$00
COUNTHI	DB	\$00
COUNTLO	DB	\$00
VOLUFHI	DB	\$00
VOLUFLO	DB	\$00
TARGETHI	DB	\$00
TARGETLO	DB	\$00
UFRATEHI	DB	\$00
UFRATELO	DB	\$00
WIDELO	DB	\$00
CTRWIDLO	DB	\$00
WIDEHI	DB	\$00
CTRWIDHI	DB	\$00
CTRMOTOR	DB	\$00
KURANG	DB	\$00
JUMLAH	DB	\$00

-----  
; TABEL BERISI KODE KEYBOARD DAN 7 SEGMENT  
-----

ORG \$0080

KEYTABLE: DB \$0F

DB \$0E

DB \$0D

DB \$0C

DB \$0B

DB \$0A

DB \$09

DB \$08

DB \$07

DB \$06

DB \$05

DB \$04

DB \$03

DB \$02

DB \$01

DB \$00

DSPTABLE: DB \$3F

DB \$06

DB \$5B

DB \$4F

DB \$66

DB \$6D

DB \$7D

DB \$07

DB \$7F

DB \$6F

DB \$BF

DB \$86

DB \$DB

DB \$CF

DB \$E6

DB \$ED

DB \$FD

DB \$87

DB \$FF

DB \$EF

DB \$04

DB \$78

DB \$6D

DB \$73

DB \$38

DB \$40

DB \$00

;-----

; PROGRAM UTAMA

;-----

ORG \$0100

MAIN: LDA #\$FF

STA DDRA

LDA #\$F0

STA DDRB

LDA #\$08

STA DDRC

LDX #\$10

CHECKRAM: TST ,X

BEQ NEXTRAM

CLR ,X

```
        TST ,X
        BNE BADRAM
NEXTRAM: INCX
        CPX #$61
        BEQ ITS
        BRA CHECKRAM
BADRAM:  BRA BADRAM

ITS:    LDX #DSPBUF
        LDA #$1A
        STA ,X
        LDA #$14
        STA 1,X
        LDA #$15
        STA 2,X
        LDA #$16
        STA 3,X

WAITDATA: JSR SCANNING
        LDA KEYDATA
        CMP #$OE
        BNE WAITDATA

ZERO:   CLR CTRDSP
        LDX #DSPBUF
        LDA #$1A
        STA ,X
        STA 1,X
        STA 2,X
        LDA #$00
        STA 3,X
```

DSPZERO: JSR SCANNING  
LDA KEYDATA  
CMP #\$00  
BEQ DSPZERO  
CMP #\$09  
BHI DSPZERO  
LDX #DSPBUF  
LDA #\$1A  
STA 3,X

SAVSHFT: INC CTRDSP  
LDX #DSPBUF  
LDA 1,X  
STA ,X  
LDA 2,X  
STA 1,X  
LDA 3,X  
STA 2,X  
LDA KEYDATA  
STA 3,X

JSR SCANNING  
LDA KEYDATA  
CMP #\$09  
BHI CHKKEY  
LDA CTRDSP  
CMP #\$04  
BLO SAVSHFT

CHKKEY: CMP #\$0A  
BEQ ZERO



```
CHKCC:    CMP #$0F
          BNE CHKMNT
          LDA #$01
          STA UNIT
          BRA WAITIN
CHKMNT:    CMP #$0D
          BNE WAITKEY1
          LDA #$02
          STA UNIT
          BRA WAITIN
WAITKEY1:  JSR SCANNING
          LDA KEYDATA
          BRA CHKKEY

WAITIN:    JSR SCANNING
          LDA KEYDATA
          CMP #$0A
          BEQ ZERO
          CMP #$0B
          BEQ CHKUNIT
          BRA WAITIN

CHKUNIT:   LDA UNIT
          CMP #$01
          BNE INMENIT
          LDX #DSPBUF
          STX XDSPBUF
          LDX #CCINHI
          STX XDATA
          JSR BCDTOHEX
          JMP CHKDTMNT
```

INMENIT: LDX #DSPBUF  
STX XDSPBUF  
LDX #MNTINHI  
STX XDATA  
JSR BCDTOHEX  
JMP CHKDTCC

CHKDTMNT: TST MNTINLO  
BNE WAITSTRT  
TST MNTINHI  
BNE WAITSTRT  
JMP ZERO

CHKDTCC: TST CCINLO  
BNE WAITSTRT  
TST CCINHI  
BNE WAITSTRT  
JMP ZERO

WAITSTRT: JSR SCANNING  
LDA KEYDATA  
CMP #\$OA  
BNE CHKSTART  
CLR MNTINLO  
CLR MNTINHI  
CLR CCINLO  
CLR CCINHI  
JMP ZERO

CHKSTART: CMP #\$OC  
BNE WAITSTRT

CLEARINT: CLI

LDA # \$FF

STA TDR

LDA # \$8

STA TCR

LDA # \$04

STA WIDEHI

JSR MOTOR

TARGET: LDA CCINHI

STA ACC1HI

LDA CCINLO

STA ACC1LO

JSR MULBY5

LDA RSLMULHI

STA DIVDNDHI

LDA RSLMULLO

STA DIVDNDLO

LDA MNTINHI

STA DIVSRHI

LDA MNTINLO

STA DIVSRLO

JSR DIVISION

JSR ROUND

LDA QTIENTHI

STA TARGETHI

LDA QTIENTLO

STA TARGETLO

CHKOUT: TST OUTPUTLO  
BNE INTOVOLM  
TST OUTPUTHI  
BNE INTOVOLM  
BRA CHKOUT

INTOVOLM: LDA INPUTLO  
STA VOLUMELO  
LDA INPUTHI  
STA VOLUMEHI

LDX #DSPBUF  
LDA #\$1A  
STA ,X  
STA 1,X  
STA 2,X  
LDA #\$19  
STA 3,X  
BRA DISPLAY

CONVERT: JSR HEXTOBCD  
LDX #DSPBUF  
LDA FOURTH  
BNE STR4  
LDA #\$1A  
STA ,X  
LDA THIRD  
BNE STR3  
LDA #\$1A  
STA 1,X  
LDA SECOND

```
        BNE STR2
        LDA #$1A
        BRA STR2
STR4:   STA ,X
        LDA THIRD
STR3:   STA 1,X
        LDA SECOND
STR2:   STA 2,X
        LDA FIRST
        STA 3,X
DISPLAY: JSR SCANNING
        TST XFLG
        BEQ DSPDATA
        CLR XFLG
        JMP VOLUF

DSPDATA: LDA KEYDATA
        CMP #$00
        BEQ NULL
        CMP #$04
        BEQ FOUR
        CMP #$05
        BEQ FIVE
        CMP #$06
        BEQ SIX
        CMP #$07
        BEQ SEVEN
        CMP #$08
        BEQ EIGHT
        CMP #$09
        BEQ NINE
```

```
CMP #$0A
BEQ A
CMP #$0B
BEQ B
CMP #$0C
BEQ C
CMP #$0D
BEQ D
CMP #$0F
BEQ F
BRA DISPLAY
```

```
NULL:   LDA VOLUMEHI
        STA ACC2HI
        LDA VOLUMELO
        STA ACC2LO
        JMP CONVERT
```

```
FOUR:   LDA VOLUFHI
        STA ACC2HI
        LDA VOLUFLO
        STA ACC2LO
        JMP CONVERT
```

```
FIVE:   LDA UFRATEHI
        STA ACC2HI
        LDA UFRATELO
        STA ACC2LO
        JMP CONVERT
```

```
SIX:    LDA TARGETHI
```

```
STA ACC2HI
LDA TARGETLO
STA ACC2LO
JMP CONVERT
```

```
SEVEN:  LDA COUNTHI
        STA ACC2HI
        LDA COUNTLO
        STA ACC2LO
        JMP CONVERT
```

```
EIGHT:  CLR ACC2HI
        LDA WIDEL0
        STA ACC2LO
        JMP CONVERT
```

```
NINE:   CLR ACC2HI
        LDA WIDEHI
        STA ACC2LO
        JMP CONVERT
```

```
A:      LDA #$1A
        LDX #DSPBUF
        STA ,X
        STA 1,X
        STA 2,X
        STA 3,X
        JMP DISPLAY
```

```
B:      LDA INPUTHI
        STA ACC2HI
```

LDA INPUTLO  
STA ACC2LO  
JMP CONVERT

C: LDA OUTPUTHI  
STA ACC2HI  
LDA OUTPUTLO  
STA ACC2LO  
JMP CONVERT

D: LDA MNTINHI  
STA ACC2HI  
LDA MNTINLO  
STA ACC2LO  
JMP CONVERT

F: LDA CCINHI  
STA ACC2HI  
LDA CCINLO  
STA ACC2LO  
JMP CONVERT

VOLUF: LDA OUTPUTLO  
ADD VOLUMELO  
STA VOLUFLO  
LDA OUTPUTHI  
ADC VOLUMEHI  
STA VOLUFHI

LDA VOLUFLO  
SUB INPUTLO



STA VOLUFLO  
LDA VOLUFHI  
SBC INPUTHI  
STA VOLUFHI

UFRATE: LDA VOLUFHI  
STA ACC1HI  
LDA VOLUFLO  
STA ACC1LO  
JSR MULBY50

LDA RSLMULHI  
STA ACC1HI  
LDA RSLMULLO  
STA ACC1LO  
JSR MULBY5

LDA COUNTHI  
STA DIVDNDHI  
LDA COUNTLO  
STA DIVDNDLO  
CLR DIVSRHI  
LDA #5  
STA DIVSRLO  
JSR DIVISION  
JSR ROUND  
LDA RSLMULHI  
STA DIVDNDHI  
LDA RSLMULLO  
STA DIVDNDLO  
LDA QTIENTLO

BNE STRDIVSR  
LDA QTIENTHI  
BNE STRDIVSR  
JMP FOUR

STRDIVSR: LDA QTIENTLO  
STA DIVSRLO  
LDA QTIENTHI  
STA DIVSRHI

JSR DIVISION  
JSR ROUND  
LDA QTIENTHI  
STA UFRATEHI  
LDA QTIENTLO  
STA UFRATELO

LDA TARGETLO  
SUB UFRATELO  
LDA TARGETHI  
SBC UFRATEHI  
BLO LOWER

SAME: LDA TARGETLO  
CMP UFRATELO  
BNE HIGHER  
LDA TARGETHI  
CMP UFRATEHI  
BNE HIGHER  
BRA CHKCOUNT

LOWER:     LDA #\$04  
              STA KURANG  
              LDA WIDEHI  
              CMP KURANG  
              BEQ CHKCOUNT  
              DEC WIDEHI  
              JSR MOTOR  
              BRA CHKCOUNT

HIGHER:    INC WIDEHI  
              LDA WIDEHI  
              STA JUMLAH  
              LDA #\$0A  
              CMP JUMLAH  
              BEQ NAIK  
              JSR MOTOR  
              BRA CHKCOUNT

NAIK:       DEC WIDEHI

CHKCOUNT: LDA MNTINLO  
              STA ACC1LO  
              LDA MNTINHI  
              STA ACC1HI  
              JSR MULBY5  
  
              LDA RSLMULLO  
              CMP COUNTLO  
              BNE REPEAT  
              LDA RSLMULHI  
              CMP COUNTHI  
              BEQ STOP

REPEAT: JMP FOUR

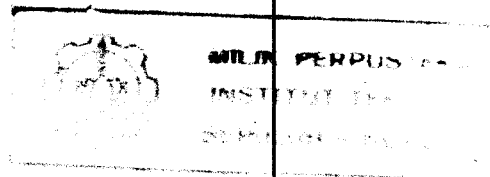
STOP: LDA #\$04  
STA WIDEHI  
JSR MOTOR

DSPSTOP: LDX #DSPBUF  
LDA #\$05  
STA ,X  
LDA #\$15  
STA 1,X  
LDA #\$00  
STA 2,X  
LDA #\$17  
STA 3,X  
JSR SCANNING  
BRA DSPSTOP

-----  
; SUBROUTIN SCANNING DISPLAY DAN KEYBOARD  
-----

SCANNING: LDA #\$10  
STA SCANNER  
LDX #DSPBUF+3

DSPSCAN1: LDA ,X  
STA INDEX  
DECX  
STX XDSPBUF  
LDX #DSPTABLE  
TXA



```
ADD INDEX
TAX
LDA ,X
CLR PORTB
STA PORTA
LDA SCANNER
STA PORTB
JSR DELAY5MS
LDX XDSPBUF
CPX #DSPBUF-1
BEQ KEYSKAN
LSL SCANNER
BRA DSPSCAN1
KEYSCAN: TST XFLG
BEQ KEYPRESS
CLR PORTB
BRA EXITSCAN
KEYPRESS: BRCLR 2,PORTC,SCANNING

CLR PORTB
KEYRLS: BRCLR 2,PORTC,READKEY
BRA KEYRLS
READKEY: LDA PORTB
AND #$0F
STA KEYDATA
EXITSCAN: RTS

;-----
; SUBROUTIN DELAY 5 MS
;-----
```

```
DELAY5MS: LDA #$59
           STA CTRDLY1
DLY1:     LDA #$03
           STA CTRDLY2
DLY2:     DEC CTRDLY2
           BNE DLY2
           DEC CTRDLY1
           BNE DLY1
           RTS
```

```
;-----
; SUBROUTIN KONVERSI HEKSADESIMAL KE BCD
;-----
```

```
HEXTOBCD: LDX #FIRST
           CLR ,X
           CLR 1,X
           CLR 2,X
           CLR 3,X
           CLR 4,X
           LDA ACC2HI
           STA DIVDNDHI
           LDA ACC2LO
           STA DIVDNDLO
STRTCONV: LDA #$0A
           STA DIVSRLO
           CLR DIVSRHI
           JSR DIVISION
           LDA DIVDNDLO
           STA ,X
           LDA QTIENTHI
```

```
STA DIVDNDHI
LDA QTIENTLO
STA DIVDNDLO
INCX
CPX #FIRST+4
BNE STRTCONV
LDA DIVDNDLO
STA ,X
RTS
```

```
;-----
; SUBROUTIN PEMBAGIAN
;-----
```

```
DIVISION: CLR CTRDIV
          CLR QTIENTHI
          CLR QTIENTLO
          CLR N
SHFTDVSR: BRSET 7,DIVSRHI,DIV1
          LSL DIVSRLO
          ROL DIVSRHI
          INC N
          BRA SHFTDVSR
DIV1:     LDA N
          INCA
          STA CTRDIV
          BRA COMPARE
BEGIN:    LSL QTIENTLO
          ROL QTIENTHI
          LSL DIVDNDLO
          ROL DIVDNDHI
```

```
BCC COMPARE
SUBTRACT: LDA DIVDNDLO
          SUB DIVSRLO
          STA DIVDNDLO
          LDA DIVDNDHI
          SBC DIVSRHI
          STA DIVDNDHI
          LDA QTIENTLO
          ORA #01H
          STA QTIENTLO
DECR:     DEC CTRDIV
          BNE BEGIN
SHFTRMND: TST N
          BEQ EXITDIV
          LSR DIVDNDHI
          ROR DIVDNDLO
          LSR DIVSRHI
          ROR DIVSRLO
          DEC N
          BRA SHFTRMND
EXITDIV:  RTS
COMPARE:  LDA DIVDNDLO
          SUB DIVSRLO
          LDA DIVDNDHI
          SBC DIVSRHI
          BHS SUBTRACT
          BRA DECR
```

```
;-----
; SUBROUTIN PEMBULATAN
;-----
```



```

ROUND:   LSL DIVDNDLO
          ROL DIVDNDHI
          LDA DIVDNDLO
          SUB DIVSRLO
          LDA DIVDNDHI
          SBC DIVSRHI
          BLO EXITRND
          INC QTIENTLO
          BNE EXITRND
          INC QTIENTHI
EXITRND: LSR DIVDNDHI
          ROR DIVDNDLO
          RTS

```

```

;-----
; SUBROUTIN KONVERSI BCD KE HEKSADESIMAL
;-----

```

```

BCDTOHEX: CLR ,X
           CLR 1,X
           LDX XDSPBUF
           LDA 3,X
           CMP #$09
           BLS STORE1
           CLRA
STORE1:   LDX XDATA
           STA 1,X
           LDX XDSPBUF
           LDA 2,X
           CMP #$09
           BLS STORE2

```

```
CLRA
STORE2: STA ACC1LO
        CLR ACC1HI
        JSR MULBY10
        LDA RSLMULLO
        LDX XDATA
        ADD 1,X
        STA 1,X
        LDA RSLMULHI
        ADC ,X
        STA ,X
        LDX XDSPBUF
        LDA 1,X
        CMP #$09
        BLS STORE3
        CLRA
STORE3: STA ACC1LO
        CLR ACC1HI
        JSR MULBY10
        LDA RSLMULLO
        STA ACC1LO
        LDA RSLMULHI
        STA ACC1HI
        JSR MULBY10
        LDA RSLMULLO
        LDX XDATA
        ADD 1,X
        STA 1,X
        LDA RSLMULHI
        ADC ,X
        STA ,X
```

```
LDX DSPBUF
LDA ,X
CMP #$09
BLS STORE4
CLRA
STORE4: STA ACC1LO
CLR ACC1HI
JSR MULBY10
LDA RSLMULLO
STA ACC1LO
LDA RSLMULHI
STA ACC1HI
JSR MULBY10
LDA RSLMULLO
STA ACC1LO
LDA RSLMULHI
STA ACC1HI
JSR MULBY10
LDA RSLMULLO
LDX XDATA
ADD 1,X
STA 1,X
LDA RSLMULHI
ADC ,X
STA ,X
RTS
```

```
;-----
; SUBROUTIN PERKALIAN DENGAN 10
;-----
```

```

MULBY10:  CLR RSLMULHI
           CLR RSLMULLO
           LSL ACC1LO
           ROL ACC1HI
           LDA ACC1LO
           STA RSLMULLO
           LDA ACC1HI
           STA RSLMULHI
           LSL ACC1LO
           ROL ACC1HI
           LSL ACC1LO
           ROL ACC1HI
           LDA ACC1LO
           ADD RSLMULLO
           STA RSLMULLO
           LDA ACC1HI
           ADC RSLMULHI
           STA RSLMULHI
           RTS

```

```

;-----
; SUBROUTIN PERKALIAN DENGAN 50
;-----

```

```

MULBY50:  CLR RSLMULHI
           CLR RSLMULLO
           LSL ACC1LO
           ROL ACC1HI
           LDA ACC1LO
           STA RSLMULLO
           LDA ACC1HI

```

```

STA RSLMULHI
LSL ACC1LO
ROL ACC1HI
LSL ACC1LO
ROL ACC1HI
LSL ACC1LO
ROL ACC1HI
LDA ACC1LO
ADD RSLMULLO
STA RSLMULLO
LDA ACC1HI
ADC RSLMULHI
STA RSLMULHI
LSL ACC1LO
ROL ACC1HI
LDA ACC1LO
ADD RSLMULLO
STA RSLMULLO
LDA ACC1HI
ADC RSLMULHI
STA RSLMULHI
RTS

```

```

;-----
; SUBROUTIN PERKALIAN DENGAN 5
;-----

```

```

MULBY5:  CLR RSLMULHI
          CLR RSLMULLO
          LDA ACC1LO
          STA RSLMULLO

```

```
LDA ACC1HI
STA RSLMULHI
LSL ACC1LO
ROL ACC1HI
LSL ACC1LO
ROL ACC1HI
LDA ACC1LO
ADD RSLMULLO
STA RSLMULLO
LDA ACC1HI
ADC RSLMULHI
STA RSLMULHI
RTS
```

```
;-----
; SUBROUTIN PENGATURAN MOTOR
;-----
```

```
MOTOR:  LDA #$FF
        STA CTRMOTOR
        LDA #$C8
        SUB WIDEHI
        STA WIDELO
MOVE:   LDA WIDEHI
        STA CTRWIDHI
        LDA WIDELO
        DECA
        STA CTRWIDLO
        BSET 3,PORTC
MAKEHI: LDA #$07
        STA CTRDLY1
```

```

EOR $07F7
NOP
NOP
NOP
NOP
DLY011: DEC CTRDLY1
        BNE DLY011
        DEC CTRWIDHI
        BNE MAKEHI
        BCLR 3,PORTC
MAKELO: LDA #$07
        STA CTRDLY1
        EOR $07F7
        NOP
        NOP
        NOP
        NOP
DLY012: DEC CTRDLY1
        BNE DLY012
        DEC CTRWIDLO
        BNE MAKELO
        LDA #$04
        STA CTRDLY1
DLY013: DEC CTRDLY1
        BNE DLY013
        LDA #$03
        STA CTRDLY1
        DEC CTRMOTOR
        BNE MOVE
        RTS

```

;-----  
; SUBROUTIN INTERUPSI TIMER  
;-----

TIRQ:     BCLR 7,TCR  
          INC COUNTER1  
          LDA #\$7D  
          CMP COUNTER1  
          BNE RTNTIRQ  
          CLR COUNTER1  
          INC COUNTER2  
          LDA #\$7D  
          CMP COUNTER2  
          BNE RTNTIRQ  
          CLR COUNTER2  
          INC COUNTER3  
          LDA #\$03  
          CMP COUNTER3  
          BNE RTNTIRQ  
          BSET 0,XFLG  
          CLR COUNTER3  
          INC COUNTLO  
          BNE RTNTIRQ  
          INC COUNTHI

RTNTIRQ: RTI

;-----  
; SUBROUTIN INTERUPSI EKSTERNAL  
;-----

EIRQ:     BRCLR 0,PORTC,INCROUT



```
        INC INPUTLO
        BNE RTNEIRQ
        INC INPUTHI
INCROUT: INC OUTPUTLO
        BNE RTNEIRQ
        INC OUTPUTHI
RTNEIRQ: RTI
```

```
;-----
; SUBROUTIN INTERUPSI SOFTWARE
;-----
```

```
SIRQ:   RTI
```

```
;-----
; INISIALISASI MOR
;-----
```

```
        ORG $0784
```

```
        DB $08
```

```
;-----
; VEKTOR ININTERUPSI
;-----
```

```
        ORG $07F8
```

```
        DW TIRQ
```

```
        DW EIRQ
```

```
        DW SIRQ
```

```
        DW MAIN
```

```
        END
```